Kunststoffkleber in der Extremitätenchirurgie

Dr. med. Heinrich Beck

1966 № 9

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41535718_0025

Aus der Chirurgischen Klinik
der Universität Erlangen-Nürnberg
Direktor: Prof. Dr. med. G. Hegemann

Kunststoffkleber in der Extremitätenchirurgie

Der Hohen Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Alexander-Universität
Erlangen-Nürnberg
als Habilitationsschrift

vorgelegt
von

Dr. med. Heinrich Beck

Wissenschaftlicher Assistent der Klinik

Tag der Habilitation: 21. 1. 1966

Inhalt

Seite

Problemstellung 1

Literaturübersicht 4

Eigene Untersuchungen 14

I. Untersuchungen über Kunststoffklebung an Sehnengeweben 16

A. Klebung menschlicher Sehnenpräparate 16

B. Sehnenklebung im Hundeversuch 27

C. Klebung verletzter menschlicher Sehnen 34

II. Untersuchungen über Kunststoffklebung an Knochen 45

A. Klebung von experimentellen Frakturen an menschlichen Knochenpräparaten 45

B. Tierversuche 59

C. Frakturklebungen am Menschen 80

Diskussion der Ergebnisse 87

Zusammenfassung 92

Literaturverzeichnis 95

Problemstellung

Jede ärztliche Behandlung von Wunden, gleichgültig ob sie verletzungs- oder operationsbedingt entstanden sind, dient letzten Endes nur der Unterstützung physiologischer Heilungsvorgänge. Es gilt dabei, die durchtrennten Gewebe solange in situationsgerechter Position zu fixieren, bis körpereigene Reaktionen unter Bildung einer spezifischen Narbe soweit fortgeschritten sind, daß die Verletzungsstelle der erforderlichen funktionellen Belastung wieder gewachsen ist.

Seit Jahrhunderten werden nachweislich bestimmte Wunden durch Nähte oder Nadeln geschlossen und seit Einführung der aseptischen Wundbehandlung ist für die Weichteilwunde die chirurgische Naht die Regel; der Knochenbruch wird seit Beginn der Medizingeschichte so weit wie möglich und so lange wie nötig ruhiggestellt. Diese Verfahren haben trotz immer wieder verbesserter Technik bestimmte Gefahren:
Die Naht von Weichteilgeweben führt immer zu einer örtlichen Durchblutungsstörung und vielfach durch ungünstige Narbenbildung zu kosmetischen oder funktionellen Störungen; daneben aber stellt ein versenkter Faden einen Fremdkörper dar, gegen den körpereigene Abwehrvorgänge gerichtet werden und der eine Infektion begünstigt. Darüberhinaus sind Nähte an diffizilen Weichteilstrukturen wie Blutgefäßen, Darm und Sehnen, aber auch allein die Nahtvereinigung größerer Weichteilwunden mit

erheblichem Zeitaufwand verbunden, der dem Operateur lästig, dem Patienten aber gefährlich werden kann.

Die längerdauernde Ruhigstellung von Gliedmaßenabschnitten nach Knochenbrüchen bedeutet vielfach eine erhebliche Gefahr für die Funktion der Muskulatur und der benachbarten Gelenke; außerdem ist mit konservativen Maßnahmen eine Wiederherstellung der anatomischen Form nur im Ausnahmefall zu erreichen. Um derartige Nachteile der "Wundbehandlung" im weitesten Sinne zu verhindern, ist es seit jeher Wunschtraum des Wundarztes gewesen, mit Hilfe eines "Klebstoffes" durchtrennte Gewebe in korrekter Stellung so fest zusammenzukitten, daß sofort eine völlige Funktionswiederherstellung erreicht wird. Da dieses Ziel zunächst unerreichbar schien, wurden zahlreiche Versuche unternommen, die Versorgung von Gewebsdurchtrennung zu vereinfachen, zu beschleunigen, zuverlässiger und gefahrloser zu machen sowie die erforderliche Behandlungsdauer abzukürzen: Für die Behandlung von Weichteilgeweben geschah das durch Einführung von atraumatischen Nähten, gewebsfreundlicherem Nahtmaterial und Maschinennähten sowie Klammerapparaten. Für die Knochenbruchbehandlung wurden Drähte, Nägel, Schrauben und Platten vorgeschlagen und in den verschiedensten Modifikationen zur Anwendung gebracht. Alle derartigen Metallimplantationen haben aber den Chirurgen nicht vollkommen überzeugen können, widersprechen sie doch dem uralten chirurgischen Grundprinzip, nie in einer Wunde einen Fremdkörper zu hinterlassen.

Tatsächlich hat auch jede Metallosteosynthese trotz nachgewiesen guter Gewebsverträglichkeit der verwendeten Materialien in gewissem Umfang die gleichen Gefahren, die durch alle in den Organismus eingedrungenen Fremdkörper hervorgerufen werden können: Neben allgemeinen - individuell sehr unterschiedlichen - Unverträglichkeitserscheinungen ist es vor allem die erhöhte Infektionsgefahr, die gegen eine Verwendung von Metallfremdkörpern in der Unfallchirurgie spricht. Diese Nachteile müssen aber heute noch vielfach in Kauf genommen werden, wenn die Gefahren konservativer Behandlungsmaßnahmen für die spätere Funktion, in bestimmten Fällen sogar für das Leben selbst, überwiegen; sie müssen in Kauf genommen werden, solange nicht einfachere und harmlosere Verfahren zur vorübergehenden festen Vereinigung von Weichteilgeweben und Knochen zur Verfügung stehen.

Zahlreiche Versuche wurden in den letzten Jahren unternommen, die chirurgische Naht und Metallosteosynthesen durch Maßnahmen im Sinne einer Gewebeklebung zu ersetzen. Anstoß hierfür war der enorme Aufschwung der Kunststoffchemie.

Literaturübersicht

Jeder im Körpergewebe versenkte Kunststoff bedeutet prinzipiell die Möglichkeit einer Schädigung. Neben der Gefahr der Infektion ist es vor allem das lange diskutierte Problem der Carcinogenese. So hat K.H. BAUER (7) in seinem Buch "Das Krebsproblem" dem sog. "Kunststoffkrebs" ein ganzes Kapitel gewidmet. OETTEL (60) zeigt aber eindeutig, daß es einen "Kunststoffkrebs" als solchen überhaupt nicht gibt, sondern nur einen "Fremdkörperkrebs", der vor allem abhängig ist von der Form und Größe des betreffenden Stoffes. Die 1941 von THURNER (79) in die Diskussion gebrachte Frage der Carcinogenität von Kunststoffen basiert auf Rattenversuchen und übersieht, daß auch bei anerkannt gewebsfreundlichen Substanzen wie Gold, Silber, Platin, Vitallium oder Stahl und sogar bei Naturstoffen wie Seide, Quarz und Elfenbein in Rattenversuchen Sarkome erzeugt werden können (59). In der Tat ist bisher nicht ein einziger Fall von Malignität durch Verwendung von Kunststoffen in der Chirurgie nachgewiesen.

Erste Anwendung in der Chirurgie fanden wasserunlösliche durch Polymerisation entstandene Makromoleküle auf Vinylgrundlage (Polyvinyle: Marlex etc.) zum alloplastischen Ersatz von Gewebsdefekten (Faszie, Blutgefäße). Inzwischen

standen oder stehen noch Polytetrafluoräthylen (Teflon), Polyacrylnitrile (Orlon), Polymethylmethacrylate (Plexiglas), Polyester (Dacron) und Polyamide (Supramid, Nylon, Perlon) in Gebrauch. Diese Makromoleküle sind biologisch indifferent, sie dringen nicht in Körperzellen ein und werden kaum von Körperfermenten angegriffen (60). Darauf beruht die Reizlosigkeit der meisten voll auspolymerisierten Kunststoffe (73). Nicht völlig auspolymerisierte Polymethacrylate (z.B. Palacos) und Polyurethane (Ostamer) bewirken dagegen starke Gewebsreizungen und Degenerationen durch Übertritt noch vorhandener toxischer Monomere in den Körper (54). Auspolymerisierte, d. h. erstarrte Kunststoffe eignen sich jedoch nur zur Alloplastik und in der Knochenchirurgie in ganz begrenztem Umfang etwa zur "Plombierung" oder als "Endoprothesen". Diese festen Kunststoffe müssen außerhalb des Körpers in bestimmte Gestalt gebracht werden und sind dann nur noch wenig zu verformen. Die Einpassung von Kunststoffen in Gewebsdefekte oder gar ihre Verwendung zur "Klebung" ist aber nur möglich, wenn eine "Polymerisation in vivo" erfolgen kann (50). MANDARINO und SALVATORE glaubten 1959, in dem Polyurethan "Ostamer" den idealen Knochenleim gefunden zu haben. Polyurethan hatte jedoch weniger innige "Leimwirkung" als vielmehr "Kittfunktion". Dieser Kunststoff wird als plastische Masse eingebracht und erstarrt unter Polymerisation im Körper selbst. Dabei kommt es aber zu unphysiologischer Hitzeentwicklung (67). Die kompakte

Masse des Polyurethans kann nicht von Körpergeweben durchwachsen werden. Außerdem diffundieren toxische Komponenten des ausgehärteten Kunststoffes in die Gewebe und führen zu erheblichen Nebenwirkungen (z.B. Nervenlähmungen, 54). Infolge seiner Zelltoxizität kommt Ostamer als "Gewebekitt" heute nicht mehr zur Anwendung.

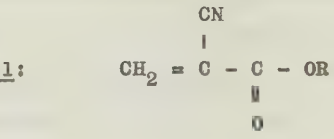
Seit 1960 findet das Polymethacrylat "Palacos" als Zement zur Einbettung von Metallendoprothesen und zur Ausfüllung von Knochendefekten Verwendung. Durch Vermischen etwa gleicher Teile der polymeren Pulverform und der monomeren Flüssigkeit entsteht innerhalb von 10 - 15 min. eine glasharte Masse. Dabei treten jedoch Temperaturen von mehr als 100^{o} C auf. Außerdem ist das Monomer in hohem Grade zelltoxisch (60). Hitzeschädigungen und toxische Schädigungen des notwendigermaßen plastischen - also noch nicht voll auspolymerisierten - Materials begrenzen die Verwendbarkeit dieses Kunststoffes auf alterskranke bzw. tumorbefallene Knochenabschnitte. Eine echte "Leimfunktion" hat auch Palacos nicht und es ist schon deshalb nicht zur Behandlung von Knochenbrüchen gesunder Skelettabschnitte geeignet, weil es vom Organismus nicht abgebaut werden kann. Ideal zur festen "Klebung" von Körpergeweben können letzten Endes nur Substanzen sein, die zu einer echten chemischen Bindung der durchtrennten Gewebe führen. Das wäre theoretisch denkbar etwa durch Aufschließung von SH-Gruppen in den Eiweiß-

Molekülen der Wundflächen und Zwischenschaltung von Gelatinemolekülen oder Alginaten. Derartige chemische Reaktionen aber würden in lebenden Geweben entweder zu hohe - zellzerstörende - Temperaturen oder unzumutbare Zeiten beanspruchen. Körpereigene Gewebe könnten nicht die dabei erforderlichen Temperaturen oder die notwendige, mindestens stundenlange Fixation während der intraoperativen Freilegung unter Blutsperre überstehen.

Von Bedeutung sind deshalb vorläufig zur Gewebeklebung nur Substanzen, die lediglich zu einer festen physikalischen Bindung führen können. Dabei ist das von COOVER und Mitarbeitern 1959 (25) beschriebene Alkyl-2-Cyanoacrylat von besonderem Interesse. Das in seiner ursprünglichen Form von der Fa. EASTMAN entwickelte Methyl-2-Cyanoacrylat hat seither große Verbreitung gefunden; zahlreiche Untersucher haben sich mit der Anwendbarkeit des neuen Kunststoffes beschäftigt. Seine Klebekraft wurde zufällig bei einer Routineprüfung im Abbé-Refraktometer erkannt. COOVER und Mitarbeiter untersuchten daraufhin die Klebeeigenschaften der 1,1 doppelsubstituierten Äthylene ($CH_2 = C\begin{matrix}x\\y\end{matrix}$). Sie fanden, daß Derivate dieses Types, bei dem x und y durch stark elektronegative Gruppen ersetzt waren, ungewöhnliche Klebekraft aufwiesen. Von allen untersuchten vinylartigen Monomeren waren Alkyl-2-Cyanoacrylate besonders vielversprechend. Während konventionelle Kleber nur bei Zuführung von Hitze, Druck,

Katalysatoren oder Entzug eines Lösungsmittels wirken, wird Alkyl-2-Cyanoacrylat ohne einen besonderen Katalysator vom flüssigen in den festen Zustand überführt.

<u>Strukturformel</u>:



Der Stoff ist ein dünnflüssiger, wasserklarer sog. "Einkomponentenkleber", er polymerisiert spontan zwischen den Klebeflächen, dabei haben offensichtlich winzige Mengen Wasser oder andere schwache Basen katalysatorische Funktion. Spontanpolymerisation erfolgt auch bei normaler Luftfeuchtigkeit und Raumtemperatur, der Kleber muß deshalb gut verschlossen im Eisschrank aufbewahrt werden. Saure Substanzen inhibieren die Polymerisation und finden als Stabilisatoren des Monomers Verwendung. Während des Erstarrungsvorganges, der abhängig vom geklebten Medium und vom ausgeübten Druck Sekunden bis Minuten beansprucht, verändert der Klebstoff sein Volumen überhaupt nicht. Das erklärt vor allem die enorme Klebekraft, die sowohl auf spezifischer Adhäsion durch die molekulare Anziehung bei glatten Flächen als auch auf mechanischer Adhäsion durch Verankerung in Oberflächenunregelmäßigkeiten und Poren rauher Oberflächen beruht. Bei der technischen Klebung fester Körper (z.B. Stahl) ist der Leim innerhalb von

2 Minuten auspolymerisiert und die Klebefestigkeit nimmt dann noch innerhalb der ersten 48 Stunden zu; eine geringe Abnahme der Festigkeit erfolgt nach 4 Monaten. Mit dem Kleber können an glatten Metallflächen Zugscherfestigkeiten von 625 $kpcm^{-2}$ erreicht werden. Die Festigkeitseigenschaften der Verklebung sind innerhalb weiter Temperaturgrenzen gut ($-20^{o}C$ bis $+110^{o}C$), am besten aber bei Temperaturen von $+20^{o}C$ bis $+40^{o}C$, also gerade bei Körpertemperatur. Das Polymer ist beständig gegen Chemikalien und kann nur durch 20%ige, warme Natronlauge oder Aceton angegriffen werden. Das einzige bekannte spezifische Lösungsmittel ist N,N-Dimethylformamid (71).

Dünne Filme des Polymers werden im biologischen Versuch von Fibrocyten durchwachsen und vom Körper abgebaut, wie feingewebliche Untersuchungen verschiedener geklebter Körpergewebe nachgewiesen haben (23, 28, 39, 69, 70). Größere Anhäufung von Klebstoffkristallen können nicht von Bindegewebszellen durchdrungen werden, sie bleiben von bindegewebigen Membranen umgeben fast reaktionslos oft monatelang im Bereich der Klebestelle liegen (1, 6, 46, 56). In der Nähe der Ablagerung finden sich dabei nur vereinzelt Fremdkörperriesenzellen (27, 39, 46, 56). Das Monomer ist bakteriostatisch, sterilisiert sich selbst (28) und muß für den biologischen Versuch nur steril abgefüllt werden. Im Plattenversuch und in der Bouillon-

Kultur zeigen aerobe und anaerobe Bakterien und Kokken sowie Sporenbildner keinerlei Wachstum (28, 84); lediglich Pilzsporen werden durch das Monomer nur gering, durch das Polymer kaum im Wachstum gehemmt (28).

Alkyl-2-Cyanoacrylate wurden als Gewebeleim seit 1960 innerhalb kurzer Zeit an den verschiedensten tierischen Geweben erprobt. Bisher liegen Berichte über die Klebung von äußerer Haut (4, 29, 39, 45, 63, 74), Blutgefäßen (16, 18, 19, 20, 21, 30, 34, 35, 36, 81, 83),parenchymatösen Organen (44, 51, 52), Lunge und Bronchien (37, 38, 69, 76, 82), Trachea (72), Knochen (23, 46, 84), Transplantaten (17, 26, 43) und gastrointestinalen Anastomosen (62, 74, 75, 80) vor.

Die Beurteilung der Ergebnisse ist durchaus unterschiedlich. Während von wenigen Autoren nach im wesentlichen erfolgreicher Klebung unspezifische Gewebsreaktionen bis zu Nekrosen besonders an Haut und Blutgefäßen aufgezeigt werden (56, 63, 81) und von der Verwendung des Alkyl-2-Cyanoacrylates abgeraten wird, berichtet die Mehrzahl der Autoren nach erfolgreicher Klebung über vorwiegend gute Endresultate mit dem "indifferenten und gut verträglichen" Kunststoff (4, 17, 23, 30, 35, 37, 38, 39, 45, 51, 52, 74, 75, 80, 84).

Über die Klebung von Sehnengeweben im Tierexperiment oder beim Menschen liegen keine Berichte vor, obwohl derartige Versuche ganz besonders naheliegend wären: Die bisher üblichen zahlreichen Methoden zur operativen Vereinigung von Sehnenenden zeigen, daß hier außergewöhnliche Schwierigkeiten bestehen. Sehnengewebe sind schlecht mit Blutgefäßen versorgt und haben einen ausgesprochen bradytrophen Stoffwechsel; regenerative Prozesse verlaufen naturgemäß langsamer als an anderen Weichteilgeweben. Bis zur Bildung einer belastungsfähigen Narbe muß also eine besonders lange postoperative Ruhigstellung erfolgen. Andererseits führt die Immobilisation einer Sehne von mehr als 3 Wochen zu narbigen Verwachsungen der Nahtstelle mit der Umgebung, so daß die Wiederherstellung der Sehnenfunktion entscheidend davon abhängt, ob eine Sehnennaht - unterstützt durch beginnende bindegewebige Heilung - innerhalb von etwa 20 Tagen belastungsfähig ist. Alle Sehnennähte, selbst Drahtnähte in den verschiedensten Modifikationen, geben aber nicht mit der genügenden Sicherheit einen festen Halt für diese kritische Zeitspanne. Jede Maßnahme, die eine postoperative Ruhigstellung abzukürzen erlaubt, muß daher eine Verbesserung der funktionellen Ergebnisse bringen. Nachdem nun Hautwunden mit dem Klebstoff vereinigt ebenso gute oder bessere Festigkeit ergaben als genähte (39), war es naheliegend, die Klebung auch für Sehnengewebe zu erproben.

Über die "Klebung" von Knochengeweben mit Cyanoacrylaten wurde von 3 Autoren berichtet. Dabei ist zu erwähnen, daß es sich hierbei jedoch nicht um Klebung im technischen Sinne, sondern lediglich um Kittung gehandelt hat, bei der Plastikstoff in größeren - nicht resorbierbaren - Mengen äußerlich an die Fraktur gebracht wurde:

JOSHIMURA (84) erwähnt 1961 in seiner Zusammenstellung von 165 experimentellen Plastikklebungen 2 Klebungen von Knochen, die im Gegensatz zu anderen Geweben, die in 111 Fällen "ausgezeichnete Ergebnisse" brachten, weniger gut verliefen, so daß eine klinische Überprüfung unterblieb. Der dünnflüssige Klebstoff wurde durch Gelatine-Zusatz plastisch gemacht, so daß er als Gewebekitt wirkte.

COBEY (23) berichtete 1961 über histologische Untersuchungen nach Plastikklebungen an Frakturen im Ratten- und Hundeversuch. Auch hier wurde der Klebstoff mit einem "Plasticizer" und 50 % Gelatine versetzt. Der "Plastik-Kitt" wurde in Mengen von mehreren Kubikzentimetern an den Frakturbereich injiziert. Es ergab sich keine verzögerte Bruchheilung, die Knochenbälkchen wuchsen zwischen 4 - 8 Wochen in die Plastikstruktur ein.

Weitere Versuche zur Klebung von Knochenbrüchen erfolgten durch LIGHTERMAN (46). Bei 26 Hunden wurden experimentelle Unterkieferbrüche mit Methylcyanoacrylat gekittet. Der Plastikstoff wurde dabei subperiostal an den Frakturspalt

injiziert. Röntgenuntersuchungen in 2-wöchigen Abständen sollten Veränderungen am Knochen, Wiederverschiebung der Bruchstücke und Ersatz des Kunststoffes durch Callusgewebe zeigen. Von den 26 Unterkieferfrakturen bekamen 4 bereits primär keinen Kontakt, "mehrfach" kam es zu Bruchstückverschiebungen innerhalb der ersten 10 Tage und "meist" zu Refrakturen zwischen dem 20. und 50. postoperativen Tag. Nur in 2 bemerkenswerten Ausnahmen (7,2 %) blieben die Frakturen fest über die Beobachtungszeiträume von 138 bzw. 180 Tagen. Histologische Untersuchungen zeigten neben Knochenneubildung auffällige und stärker als bei einer nicht geklebten Kontrollgruppe ausgeprägte Entzündungserscheinungen im Bruchbereich. Zellatypien konnten nicht nachgewiesen werden. Die Untersucher kommen zu dem Schluß, daß mit Methyl-2-Cyanoacrylat eine physikalische Bindung von experimentellen Knochenbrüchen für 20 - 50 Tage erreicht werden kann und daß nach dieser Zeit ein enzymatischer Abbau des Kunststoffes erfolgt, der wieder zur Lockerung des Frakturspaltes führt. Der Grund für die Tatsache, daß die Frakturenden in diesem Zeitraum nicht durch körpereigene reparative Vorgänge verbunden sind, wird in der "unabwendbaren" Infektion gesehen.

Der offensichtliche Mißerfolg dieser "Knochenklebungen" hat wohl dazu geführt, daß nicht von anderen Untersuchern in größerem Maßstab ähnliche Experimente vorgenommen wurden.

Derartige Versuche haben aber zumindest für bestimmte Frakturtypen ganz besondere Bedeutung: Es ist zwar mit den bewährten konservativen Methoden und Metallosteosynotheseverfahren heute bei fast allen Schaftbrüchen und den epiphysennahen Knochenbrüchen mit großen Fragmenten meist möglich, eine hinreichend korrekte Reposition und dauerhafte Fixation bis zur Bruchheilung zu erzielen. Trümmerbrüche der Knochenenden hingegen lassen sich häufig weder mit konservativen Mitteln korrekt reponieren noch - wegen zu kleiner Bruchstücke, die mit Schrauben oder Nägeln nicht zu fassen sind - ohne weitere Knochenschädigung operativ fixieren. Hier sollte ein weites Indikationsfeld für Adhäsive liegen, die intraoperativ eingebracht, kleinere Bruchstücke vorübergehend bis zur festen Vereinigung durch Narbenbildung in anatomisch korrekter Position halten können.

Eigene Untersuchungen

Sinn der vorliegenden Untersuchung war es, zu prüfen, in wie weit sich Kunststoffkleber vom Typ des Alkyl-2-Cyanoacrylat in der Extremitätenchirurgie zur Rekonstruktion von Sehnen und Knochengeweben sinnvoll einsetzen lassen.

Von dem angegebenem Klebstoff standen verschiedene Präparate zur Verfügung:

Methyl-2-Cyanoacrylat der Fa. EASTMAN USA, "Adhesive 910"
(als biologischer Klebstoff steril verpackt)

Methyl-2-Cyanoacrylat der Fa. EASTMAN USA, "Adhesive 910" (als technischer Klebstoff unsteril)

Methyl-2-Cyanoacrylat der Fa. SICHELWERKE AG Hannover, "Sicomet 85" (unsteril)

Methyl-2-Cyanoacrylat der Fa. BRAUN Melsungen, "Histocoll T 100" (steril verpackt)

Butyl-2-Cyanoacrylat der Fa. SICHELWERKE AG Hannover, "Sicomet 106" (unsteril)

Butyl-2-Cyanoacrylat der Fa. Ch. BOEHRINGER, Ingelheim, "CHBS 64" (steril verpackt).

Bei den ersten Untersuchungen wurde ausschließlich das Originalpräparat der Fa. EASTMAN verwendet. Der Bezug machte aber erhebliche Schwierigkeiten. Da der gleiche Stoff (Methyl-2-Cyanoacrylat) von der gleichen Firma als technischer Einkomponentenkleber in unbegrenzter Menge - nur unsteril verpackt - zur Verfügung stand, wurden die Prüfungen an Sehnen- und Knochenpräparaten vorwiegend mit dem technischen Kleber vorgenommen. Unterschiede der Klebekraft bestanden nicht, Seit Mai 1965 wurde fast ausschließlich das deutsche Präparat "CHBS 64" verwendet. Vor allem ist die Handhabung dieses Butyl-substituierten Leimes einfacher, weil er etwas plastischer als der Methyl-substituierte ist und nicht ganz so schnell - wenn auch innerhalb von Sekunden - ausgehärtet ist, so daß zur exakten Adaptation der Klebeflächen etwas mehr Zeit bleibt.

I. Untersuchungen über Kunststoffklebungen an Sehnengeweben:

A. Klebung menschlicher Sehnenpräparate:

Vorversuche an Leichensehnen, die glatt quer durchtrennt und anschließend mit Hilfe geringster Mengen von Methyl-2-Cyanoacrylat verklebt wurden, erwiesen sich als gut auf Zug belastungsfähig. Deshalb wurden systematische Belastungsprüfungen an menschlichen Sehnenpräparaten vorgenommen:

1. Zerreißproben von menschlichen Sehnenpräparaten
2. Belastungsproben durchtrennter menschlicher Sehnenpräparate:

   a) Belastungsprüfung von menschlichen Sehnenpräparaten, die durchschnitten und mit Einzelknopfnähten vereinigt wurden;

   b) Belastungsprüfung von menschlichen Sehnenpräparaten durchschnitten und mit Drahtnähten vereinigt;

   c) Belastungsprüfung von menschlichen Sehnenpräparaten durchschnitten und mit Methyl-2-Cyanoacrylat vereinigt;

   d) Belastungsprüfung von menschlichen Sehnenpräparaten durchschnitten und mit Methyl-2-Cyanoacrylat sowie Knopfnähten vereinigt.

Versuchsanordnung:

Aus frischen Oberschenkelamputationspräparaten Erwachsener wurden Unterschenkelsehnen (Zehenstrecker und Zehenbeuger) entnommen; diese Sehnen hatten Querschnitte von etwa 10 mm^2. Die präparierten Sehnen wurden an den Enden mit Zwingen gefaßt, aufgehängt und mit zunehmenden Gewichten belastet. Dabei wurde die Belastungsgrenze bestimmt, bei der die untersuchte Sehne zerriß.

Gleiche menschliche Sehnenpräparate wurden durchtrennt und nach verschiedenen Methoden wieder vereinigt. Die wiedervereinigten Sehnenpräparate wurden anschließend wieder Belastungsprüfungen zur Bestimmung der Belastungsgrenze unterzogen.

Ergebnisse:

1. Zerreißprüfung an menschlichen Sehnenpräparaten:

   Intakte menschliche Leichensehnen mit einem Querschnitt von etwa 10 mm^2 zerrissen meist an der Klemmstelle, nur in 2 Fällen in der Mitte. Die Zerreißung trat bei einer durchschnittlichen Belastung von 21 kp auf, das entspricht einer Reißfestigkeit von 210 kp cm^{-2} (siehe Tabelle 1).

	Sehnenquerschnitt	Belastungsgrenze
1	7 mm^2	8 kp
2	12 "	16 "
3	11 "	21 "
4	12 "	26 "
5	10 "	28 "
6	10 "	26,5"
7	9 "	23 "
	71 mm^2	148,5 kp
	im Mittel 10 mm^2	im Mittel 21,0 kp

durchschnittliche Belastbarkeit = 210 kp cm^{-2}

Tab. 1: Reißfestigkeit von menschlichen Unterschenkel-Sehnenpräparaten.

2. Belastungsproben durchtrennter menschlicher Sehnenpräparate:

a) Menschliche Unterschenkelsehnen wurden scharf durchtrennt und anschließend die Querschnitte von etwa 10 mm^2 mit 4 Einzelknopfnähten (60er Zwirn) wieder vereinigt. Die anschließende Belastungsprüfung ergab eine durchschnittliche Belastbarkeit der Sehnennähte von 2,45 kp, das entspricht einer Reißfestigkeit von 24,5 kp cm^{-2} (siehe Tabelle 2).

Die Belastungsfähigkeit einer mit dieser Nahtmethode vereinigten Sehne entspricht also rd. 1/10 der Belastungsfähigkeit einer intakten Sehne (11 %).

	Sehnennaht gerissen bei kp	Querschnitt
1	2,35	
2	1,8	
3	2,3	
4	2,95	
5	2,8	
6	2,7	ca. 10 mm^2
7	2,6	
8	2,2	
9	1,95	
10	3,1	
11	2,1	
12	2,55	
	29,40 kp	

im Durchschnitt 2,45 kp Belastungsfähigkeit der speziellen Sehne. Das entspricht einer Reißfestigkeit von 24,5 kp cm^{-2}

Tab. 2: Belastungsgrenzen mit Einzelknopfnähten vereinigter menschlicher Unterschenkelsehnen.

b) Belastungsprüfungen mit menschlichen Sehnenpräparaten durchschnitten und mit Drahtnähten vereinigt.
Gleichzeitig wurden 10 mm^2 starke Unterschenkel-Leichensehnen von Erwachsenen nach querer Durchtrennung mit Zick-Zack-Drahtnähten aus gezwirntem 000-Stahldraht vereinigt, eine Nahtmethode, die für die operative Rekonstruktion lebender Sehnen gleichen Kalibers vorzugsweise Verwendung findet. Die Belastungsprüfung hier zeigte

bei zunehmendem Gewicht erst ein Auseinanderweichen der Sehnenstümpfe und bei fast doppelter Gewichtsbelastung ein völliges Ausreißen der Naht. Die Dehiszenz der Naht erfolgte bei einer Gewichtsbelastung von durchschnittlich 3,0 kp, der vollkommene Riß bei 5,14 kp (siehe Tabelle 3).

	Riß d. Sehne mit Dehiszenz der Stümpfe	Ausriß der Sehnennaht		Riß d. Sehne mit Dehiszenz der Stümpfe	Ausriß der Sehnennaht
1	2,9 kp	5,1 kp	21	3,9 kp	5,2 kp
2	3,1 "	5,3 "	22	3,2 "	5,8 "
3	2,8 "	4,9 "	23	3,6 "	5,3 "
4	2,7 "	4,8 "	24	2,8 "	5,2 "
5	2,3 "	4,7 "	25	3,3 "	5,3 "
6	3,4 "	5,6 "	26	3,6 "	6,1 "
7	2,8 "	5,1 "	27	2,9 "	4,8 "
8	2,9 "	5,0 "	28	3,4 "	5,1 "
9	3,1 "	5,4 "	29	2,95 "	5,0 "
10	3,2 "	5,6 "	30	3,45 "	5,7 "
11	3,1 "	5,2 "	31	3,0 "	5,2 "
12	2,95 "	5,1 "	32	3,2 "	5,8 "
13	3,3 "	5,8 "	33	3,5 "	6,1 "
14	2,3 "	4,4 "	34	2,7 "	5,8 "
15	2,5 "	4,6 "	35	2,45 "	5,3 "
16	3,1 "	5,2 "	36	3,1 "	5,7 "
17	2,9 "	4,8 "	37	2,7 "	3,8 "
18	3,2 "	5,3 "	38	2,8 "	4,3 "
19	2,8 "	4,7 "	39	3,0 "	4,9 "
20	2,7 "	4,9 "	40	2,6 "	3,8 "
	68,05 kp	101,5 kp		62,15 kp	104,2 kp

Das entspricht einer Belastungsfähigkeit von 30 kp cm^{-2}

Tab. 3: Belastungsfähigkeit von Sehnennähten (Zick-Zack-Nähte mit gezwirntem 000-Stahldraht bei Querschnitten von 10 mm^2): Dehiszenz der Sehnenstümpfe bei durchschnittlich 3,0 kp, Ausriß der Sehnennaht bei 5,14 kp.

Die Belastungsfähigkeit einer mit dieser Drahtnaht versorgten Sehne beträgt demnach 30 kp cm^{-2}, das entspricht 1/7 der Belastungsfähigkeit einer intakten Sehne.

c) Belastungsprüfung von menschlichen Sehnenpräparaten, durchschnitten und mit Methyl-2-Cyanoacrylat vereinigt.

Zur Prüfung der Belastungsfähigkeit geklebter Sehnen wurden verschieden große Schnittflächen gewählt. Einmal wurden die ca. 10 mm^2-Sehnen quer durchtrennt und in verschiedenen Zeitabständen nach der Klebung zerrissen. Daneben wurden aber auch größere, schräge Schnittflächen bei gleichen Sehnen geklebt und belastet. Die Klebung erfolgte durch Aufbringen eines sehr dünnen Filmes von Methyl-2-Cyanoacrylat auf eine Schnittfläche und sofortiges starkes Zusammenpressen beider Stümpfe mit Klemmen bei querer und gegen eine harte Unterlage bei schräger Sehnendurchtrennung. Der Druck auf die Klebestelle wurde für etwa 1 Minute aufrechterhalten.

Die anschließenden Belastungsproben ergaben im Gegensatz zu entsprechenden Untersuchungen bei technischen Klebungen keine eindeutige Zeitabhängigkeit, weder bei Verwendung des biologischen Klebers der Fa. EASTMAN (Adhesive 910) noch bei Verwendung des in seiner chemischen Zusammensetzung gleichen technischen Klebers der SICHELWERKE (Sicomet 85). Die Reißfestigkeit war nach 2 - 3 Minuten, nach 15 Minuten,

nach 2 Stunden, nach 24 Stunden und nach 48 Stunden annähernd gleich (siehe Tabelle 4).

Reißfestigkeit in p

	a 2-3 min.	b- 15 min.	c 2 Std.	d 24 Std.	e 48 Std.	
1	325	475	575	400	500	
2	575	325	350	625	550	
3	550	500	475	525	425	
4	425	350	350	425	350	
5	450	525	425	350	500	
6	375	425	700	475	400	
7	400	350	450	400	250	
8	550	450	250	625	475	
9	400	300	375	400	375	
10	500	400	475	450	475	
11	550	475	450	300	575	
12	300	500	475	500	500	
Im Mittel:	444	422	456	456	497	

Das entspricht: 4,5 kp cm^{-2}

Tab. 4: Reißfestigkeit querdurchtrennter Sehnen von 10 mm^2 zu verschiedenen Zeitpunkten nach der Klebung: Es zeigen sich keine eindeutigen Unterschiede (nach Angaben der Lieferfirmen ergibt sich bei der technischen Klebung von festen Körpern eine Zunahme der Festigkeit in den ersten 48 Std. und eine leichte Abnahme nach etwa 4 Monaten).

Differierende Werte ergaben sich bei gleichen Schnittflächen nur aus der Technik der Klebung und aus der Menge des aufgebrachten Klebstoffes: Zuviel Klebstoff und zu wenig Druck bei der Vereinigung der Sehnenstümpfe erklären die geringere Zugfestigkeit in einzelnen Versuchen. Die Zugfestigkeit steht - anders als bei der Nahtvereinigung, die weitgehend von der Art und Zahl der Nähte abhängt - in direkter Beziehung zur Größe der Schnittfläche (siehe Fig. 1).

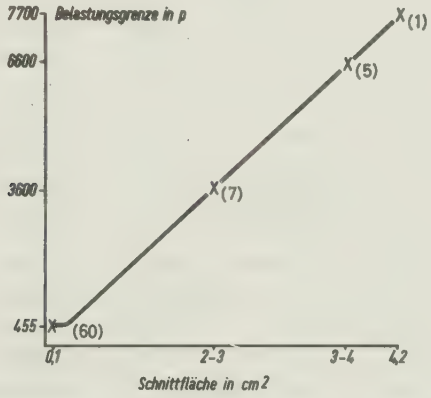


Fig. 1: Belastungsfähigkeit geklebter Sehnenpräparate in Abhängigkeit von der Größe der Schnittfläche: Bei einer geklebten Sehnenfläche von 10 mm^2= 455 p (60 Versuche), bei 2-3 cm^2 = 3600 p (7 Versuche), bei 3-4 cm^2 = 6600 p (5 Versuche) und bei einer geklebten Fläche von 4,2 cm^2 = 7700 p (1 Versuch). Die verhältnismäßig große Festigkeit bei kleinen Querschnitten (deutliche Abweichung von den linearen Werten) ergibt sich aus der Tatsache, daß die Klebefläche der querdurchtrennten Sehne sich bei Druck um ein Mehrfaches ihres Querschnittes vergrößert, so daß der rechnerisch nicht faßbare Klebequerschnitt nicht mehr dem echten Sehnenquerschnitt entspricht (siehe auch Abb. 2).

Während querdurchtrennte Sehnen bei einer Klebefläche von etwa 10 mm^2 durchschnittlich eine Reißfestigkeit von 455 p (= 4,5 kp cm^{-2}) zeigten, betrug die Belastungsfähigkeit schräger Sehnenschnitte je nach Größe der Klebefläche 2200 - 7700 p (= 1,6 kp cm^{-2}).

d) Belastungsprüfung von menschlichen Sehnenpräparaten durchschnitten und mit Methyl-2-Cyanoacrylat sowie Knopfnähten vereinigt:

Technik

Nachdem die alleinige Klebung von durchtrennten Sehnenpräparaten vergleichbare Festigkeit mit herkömmlichen Nahtmethoden gezeigt hatte, wurde eine Kombination beider Methoden gesucht. Dabei ergaben sich insofern Schwierigkeiten, als es schlecht möglich ist, in dem sofort erstarrenden Material nach der Klebung noch Nähte anzubringen. Vorbereitete Nähte im Sinne der Zick-Zack-Naht gleiten nicht genug, um die Klebeflächen beim Anziehen der Naht gleichmäßig schnell und fest aneinander zu pressen. Nach Überprüfung verschiedener Möglichkeiten wurden 2 - 3 Einzelknopfnähte vorbereitet und erst, nachdem die Stümpfe unter Druck gebracht waren, geknüpft. Diese Technik erwies sich als die einfachste und sicherste, nach ihr wurden querdurchtrennte menschliche Unterschenkelsehnenpräparate vereinigt. Da die unter c) beschriebenen Untersuchungen keine Abhängigkeit von der Zeit nach der Klebung

erbrachten, erfolgte die Belastungsprüfung nur in ungefähren Abständen von 2 - 15 min. nach der Präparation.

Befunde:

Die Prüfungen ergaben außergewöhnlich hohe Reißfestigkeit von durchschnittlich 9700 p bei den einzelnen Sehnen (siehe Tab. 5), ein Wert, der erheblich über der Summe aus den

	Reißfestigkeit	Leimart	Naht
1	10200 p	Methyl-2-Cyanoacrylat	8-Drahtnaht
2	9600	"	"
3	9200	"	"
4	10800	"	"
5	8700	"	"
6	9400	Butyl-2-Cyanoacrylat	4 Einzelnähte/ Zwirn 60
7	9200	"	"
8	10500	"	"
9	8900	"	"
10	9900	"	"
11	10300	"	"
12	9500	"	"
13	9700	"	"
14	10700	"	"
15	9300	"	"
16	9200	"	"
17	10600	"	"
18	10500	"	"
20	8400	"	"

9700 p durchschnittliche Reißfestigkeit

Das entspricht einer Belastungsfähigkeit von = 97 kp cm^{-2}

Tab. 5: Belastungsprüfungen von menschlichen Unterschenkelsehnenpräparaten nach Vereinigung durch Klebung und Knopfnähte.

Einzelwerten für Klebung gleicher Schnittflächen (455 p) und Sehnenknopfnähten allein (2450 p) liegt. Diese potenzierende Wirkung erklärt sich aus der Tatsache, daß bei der Klebung die Stümpfe der Sehne deutlich verhärtet werden und so den Fadenschlingen eine bessere Verankerung bieten. Ein Gleiten der Nähte zwischen den einzelnen Sehnenfäden, das bei allen Nahttechniken sonst in bestimmtem Umfang erfolgt, ist dadurch wesentlich erschwert.

Ein Vergleich der verschiedenen Techniken (siehe Abb. 1) zeigt, daß sich die Belastbarkeit operativ vereinigter Sehnen durch zusätzliche Verwendung eines Kunststoffklebers ganz entscheidend steigern läßt.

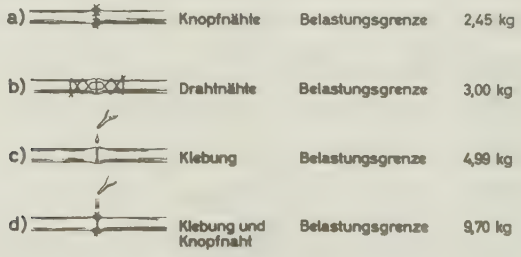


Abb. 1: Vergleichende Untersuchungen über die Belastungsfähigkeit von verschiedenen Sehnennähten und geklebten menschlichen Sehnenpräparaten (Belastungsprüfungen von Präparaten menschlicher Zehenstrecker- und -Beuger mit Querschnitten von etwa 10 mm^2): Die Kombination von Naht und Klebung (d) ergibt mehr als 3-fache Reißfestigkeit im Vergleich zur bisher meist verwendeten Drahtnaht (b). Die Belastungsfähigkeit bei Klebung allein (c) bezieht sich nur auf schräge Sehnendurchtrennung.

Diese Steigerung bringt so vereinigte Sehnen auf 46 % der Belastbarkeit intakter gleicher Sehnenabschnitte (97 kp cm^{-2}: 210 kp cm^{-2}). Das erlaubt den Schluß, daß die kombinierte Klebung mittleren funktionellen Belastungen - allerdings ohne Sicherheit für Spitzenbelastungen - standhalten und daß sie ohne zusätzliche Sicherung durch fixierende Verbände auch im Versuch an vitalen Sehnen eingesetzt werden kann.

B. Sehnenklebungen im Hundeversuch:

(Sehnenklebungen und zusätzliche Knopfnähte ohne Immobilisation)

Technik:

Als Versuchstiere für experimentelle Sehnenklebungen wurden Hunde gewählt. An 21 erwachsenen Tieren wurden unter Intubationsnarkose in 12 Fällen eine Strecksehne am Vorderlauf, in 9 Fällen die Achillessehne am Hinterlauf freigelegt und quer durchtrennt. Zwischen Haltefäden wurden dann 2 - 3 Einzelknopfnähte gelegt und angezogen, bis die Sehnenstümpfe nur noch ca 2 mm auseinanderstanden. Das Aufbringen des Klebstoffes erfolgte mit einer sterilen Kanüle, der Druck auf die Klebestellen mit im Abstand von ca. 3 mm angelegten armierten Klemmen (die Armierung mit dünnen Plastikschläuchen sollte eine Schädigung der vitalen Sehne durch Quetschung vermeiden, aber auch ein Verbacken der Klemmen mit der Klebestelle verhindern). Während der Druck für etwa 2 min. ausgeübt

wurde, konnten von einer Assistenz die vorbereiteten Nähte geknüpft werden (siehe Abb. 2).

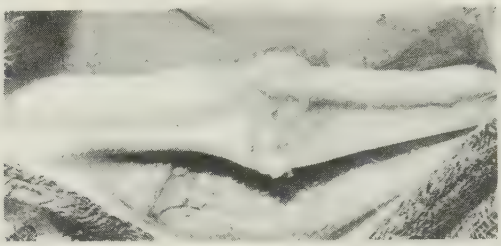


Abb. 2: Querdurchtrennte, mit Butyl-2-Cyanoacrylat geklebte und gleichzeitig mit 3 Einzelknopfnähten (Zwirn 60) gesicherte Achillessehne beim Hund. Situation am Ende der Operation.

Nach sorgfältigem mehrschichtigen Wundschluß wurde bewußt auf eine Ruhigstellung der Klebestelle durch Gipsverband oder Schiene verzichtet. Die Tiere schonten den operierten Lauf nach komplikationslosem Verlauf für 2 - 4 Tage.

Ergebnisse:

In 2 Fällen konnte der Heilverlauf nicht kontrolliert werden (Nr. 12: für einen anderen Versuch entblutet und verbrannt, Nr. 17: am 4. Tag nach der Operation an Narkosefolgen gestorben und verbrannt). Ein dritter Hund (Nr. 7) ist eine Woche nach der Operation an einer massiven Infektion eingegangen, die Sehnenstümpfe waren hier weit auseinander gewichen.

Nr.	Sehne	Operation	Zeit	Wundheilung	Stabilität
1	131 RV	13.10.64	28 Wochen	p.p.	+
2	130 LV	20.10.64	13 Wochen	p.p.	+
3	129 LV	6.11.64	6 Wochen	Infektion	0
4	131 LV	24.11.64	22 Wochen	p.p.	+
5	128 LH	14.12.64	16 Wochen	Infektion	+
6	131 LH	14. 1.65	14 Wochen	p.p.	+
7	130 LH	14. 1.65	1 Woche	Infektion	0
8	127 LH	15. 1.65	10 Wochen	p.p.	+
9	126 LH	15. 1.65	15 Wochen	p.p.	+
10	125 LH	15. 1.65	12 Wochen	p.p.	+
11	124 RH	19. 1.65	11 Wochen	p.p.	+
12	123 LH	19. 1.65	?	p.p.	(?)
13	134 RH	4. 5.65	14 Wochen	p.p.	+
14	135 LV	4. 5.65	12 Wochen	p.p.	+
15	136 LH	11. 5.65	13 Wochen	p.p.	+
16	137 LV	11. 5.65	11 Wochen	p.p.	+
17	138 LV	17. 5.65	4 Tage	p.p.	(?)
18	139 LV	20. 5.65	10 Wochen	Infektion	0
19	140 LV	20. 5.65	5 Wochen	p.p.	+
20	137 RV	26. 5.65	9 Wochen	p.p.	+
21	135 RV	31. 5.65	8 Wochen	p.p.	+

Tab. 6: Experimentelle Klebung von 21 Sehnen (12mal Vorderlauf, 9mal Hinterlauf) bei erwachsenen Hunden.

In den übrigen 18 Fällen wurden die Hunde zwischen 5 und 28 Wochen abgetötet. 3mal waren stärkere eitrige Infektionen um die Operationsstelle nachweisbar (Nr. 3, Nr. 5 und Nr. 18). Dabei war es in 2 Fällen nicht zu einer Heilung der Sehne gekommen, nur einmal (Nr. 5)war die Sehne trotz der Infektion

nach 15 Wochen fest. Komplikationslose und feste Verheilung der Sehnennähte erfolgte in allen übrigen 15 Fällen (siehe Tab. 6).

Von 19 überprüfbaren, durch Naht unterstützten Sehnenklebungen beim Hund waren somit 16 erfolgreich, das entspricht 84,2 %, ein Ergebnis, daß zumindest ohne zusätzliche äußere Fixation mit herkömmlichen Nahttechniken nicht erreicht werden kann.

Makroskopische Befunde:

Die Sehnen wurden 1 - 28 Wochen nach der Operation bei der Sektion herauspräpariert. In den 16 fest verheilten Fällen war es zu jedem Zeitpunkt nach der Operation schwierig, die Nahtstelle makroskopisch noch zu erkennen (siehe Abb. 3).

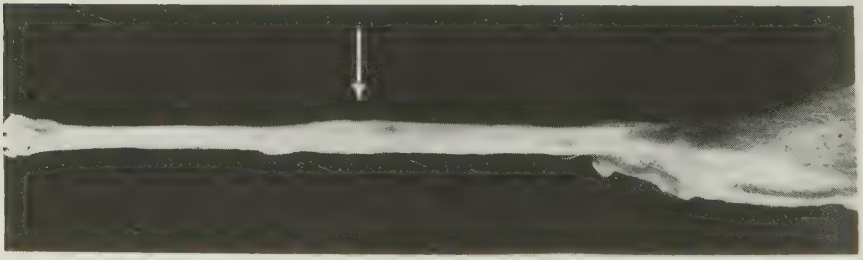


Abb. 3: Strecksehne vom Vorderlauf eines Hundes (130 LV) 12 Wochen nach der Klebung, frisch nach der Präparation: Das verdickte Sehnengleitgewebe ist nicht abpräpariert. Man erkennt eine leichte spindelförmige Auftreibung an der ehemaligen Klebestelle (Pfeil).

Meist waren die zusätzlich gelegten Fadenschlingen abgestoßen und lagen in narbigen Schwartenbildungen des peritendinösen Gewebes. An der Sehne selbst zeigte sich die ehemalige Klebestelle nur durch geringe Kaliberveränderungen, teilweise spindelförmige Verdickungen und teilweise taillenartige Einschnürung (siehe Abb. 4).

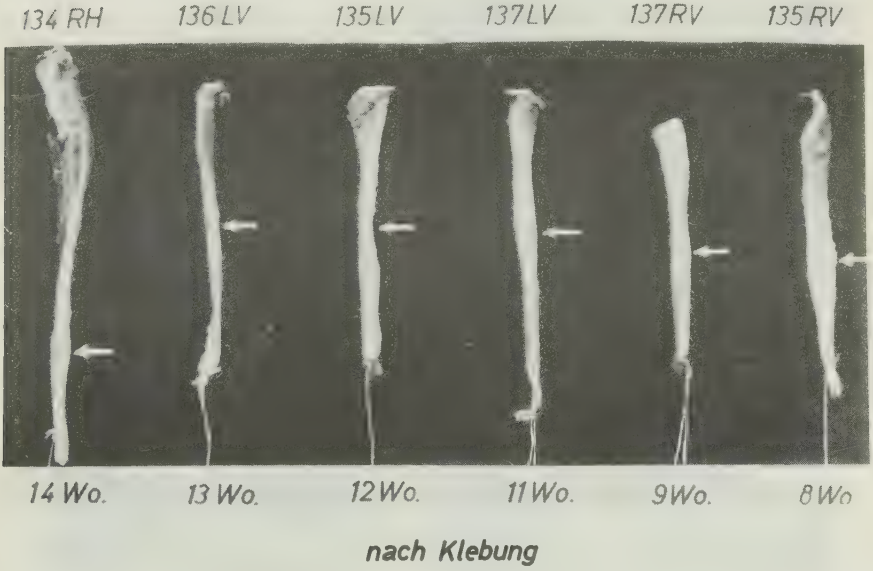
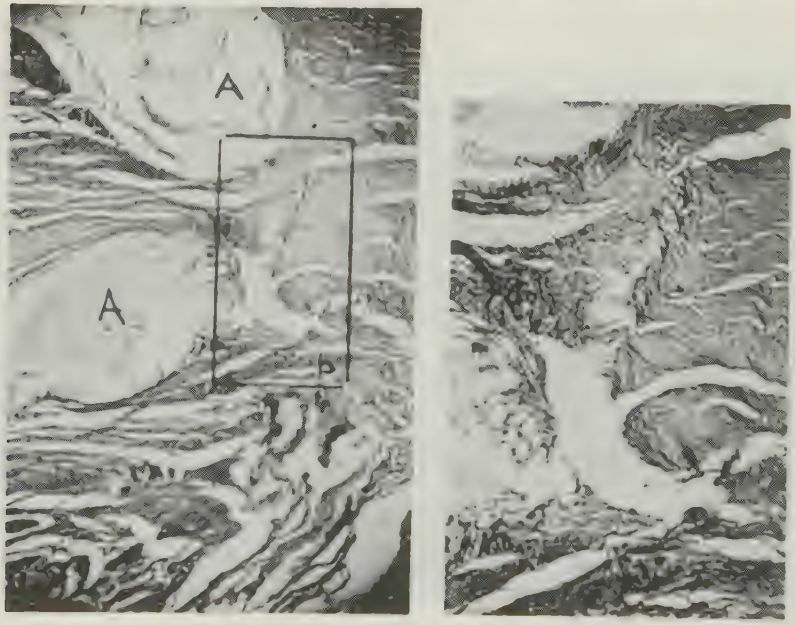


Abb. 4: Serie von geklebten Sehnen beim Hund (formalinfixiert), zu verschiedenen Zeitabständen nach der Operation entnommen. Die ehemaligen Durchtrennungsstellen sind mit Pfeil markiert.

Unterbrechungen der Sehnenfaden oder Ersatz durch ein ungerichtetes Narbengewebe konnten nicht gesehen werden.

Histologische Befunde:

Ein Teil der Sehnen wurde feingeweblich untersucht. Die histologische Bearbeitung war erschwert durch eine deutliche Rigiditat des Gewebes an den ehemaligen Durchtrennungsstellen,



a) b)

Abb. 5: Praparat einer Achillessehne vom Hund, 14 Wochen nach Klebung (van Gieson-Färbung) a) Lupenvergroßerung: Die Klebestelle wird von Sehnenfasern überbrückt; in den Vakuolen (A) sind die schmalen stabförmigen, teilweise zerfallenen Klebstoffkristalle zu erkennen. Nur wenige zellige Elemente in den bindegewebigen Membranen um die Kristallablagerungen. b) Ausschnittsvergroßerung: Anhäufung von Leukozyten in der bindegewebigen Brücke zwischen den ehemaligen Schnittenden. Keine Fremdkörperriesenzellen in der Nähe der Kristallanhäufungen.

hier waren beim Schneiden auch winzige kalkharte Einlagerungen als zusammengeballte Reste des Plastikklebers nachweisbar. Die Fasern der Sehne hatten sich in den untersuchten Fällen (5 - 15 Wochen nach der Klebung) regelmäßig wieder vereinigt und die Durchtrennungsstellen waren nur an mehr oder weniger großen Vakuolen im mikroskopischen Bild zu erkennen. Vakuolen, in denen Kristalle des Polymers reaktionslos lagen. Die Kristallanhäufungen (siehe Abb. 5) waren von einer bindegewebigen Membran umhüllt, in deren Umgebung gelegentlich vermehrt leukozytäre Elemente auftraten. Auffälligerweise waren hier nur ganz vereinzelte Riesenzellen vorhanden.

Die Hundeversuche haben gezeigt, daß es mit Verklebung experimentell durchtrennter Sehnen möglich ist, bei Unterstützung der Klebestelle durch Einzelknopfnähte ohne zusätzliche äußere Fixation der Gliedmaße eine sichere und feste Überbrückung durch elastische Bindegewebe zu erzielen. Ein gleicher Erfolg ist bei Sehnennähten allein nur unter mehrwöchiger Ruhigstellung zu erwarten. Damit ist festgestellt, daß durch die ausgearbeitete Methode eine postoperative Ruhigstellung nach Sehnenverletzungen, wenn nicht gar entbehrlich so doch zumindest wesentlich abzukürzen ist. Das erlaubt den Schluß, daß Sehnennähte, deren Funktion durch die bisher erforderliche längere Immobilisation vielfach in Frage gestellt waren, unter zusätzlicher Klebung bessere

Spätergebnisse bringen müssen.

C. Klebung verletzter menschlicher Sehnen

Da die Naht durchtrennter Sehnen erfahrungsgemäß häufig mißlingt bzw. nicht zu einer vollen Wiederherstellung der Funktion führt, wurde die zusätzliche Klebung zur rascheren Wiederherstellung der funktionellen Belastungsfähigkeit auch für frische Sehnenverletzungen beim Menschen eingesetzt. Eine Verbesserung der funktionellen Spätergebnisse menschlicher Sehnenverletzungen ist nur zu erwarten, wenn die Gliedmaße frühzeitig zu Bewegungsübungen freigegeben werden kann. Bisher konnten in 9 Fällen bei klinischen Patienten 24 frisch durchtrennte Sehnen in dieser Weise versorgt werden.

1. E.W. 45 Jahre, Unfall 16. 5. 65: Kreissägenverletzung der re. Hand mit unregelmäßiger Wunde und fast querer Durchtrennung der Strecksehne über dem Grundglied des Daumens. Operation 2 Std. nach der Verletzung. Klebung der Strecksehne mit Histocoll T 100 (Methyl-2-Cyanoacrylat), 3 zusätzliche Einzelknopfnähte mit Zwirn 80.

Verlauf:

Komplikationslose Wundheilung, Verheilung der Sehnennaht ohne Ruhigstellung; vorsichtige Bewegungsübungen vom 3. Tag an nach der Operation. Volle Bewegungsfunktion des re. Daumens nach 14 Tagen (siehe Abb. 6).

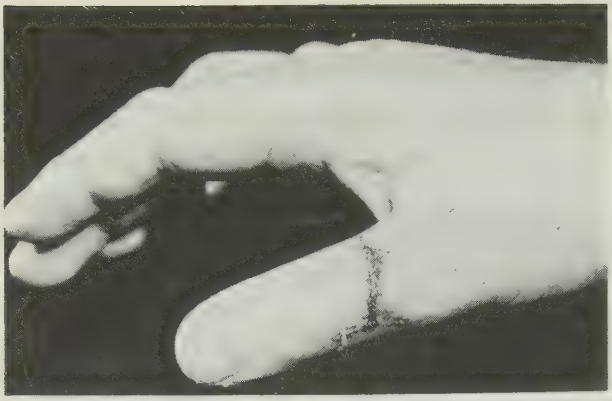


Abb. 6: E.W., 45 J. (16. 5. 65)
Strecksehnendurchtrennung über dem Grundglied des re. Daumens. Sehnenklebung mit"Histocoll T 100", zusätzliche Zwirn-Knopfnähte. Volle Bewegungsfunktion nach 14 Tagen.

2. M.K., 58 Jahre, Unfall 17. 5. 65: Hackverletzung über der Streckseite des 2. Mittelhandköpfchens li. mit Durchtrennung beider Zeigefingerstrecksehnen. Durch Knopfnähte unterstützte Klebung beider Sehnen 3 Std. nach der Verletzung. Keine zusätzliche äußere Fixation. Komplikationslose Wundheilung. Bei den von Anfang an durchgeführten vorsichtigen selbsttätigen Bewegungsübungen kommt es am 2. postoperativen Tag zu einem geringen Streckdefekt im Zeigefingergrundgelenk, der weiterhin bestehen bleibt. Bei Abschluß der Behandlung nach 4 Wochen ist die Bewegungsfunktion des Zeigefingers für Beugung in Ordnung, die Streckung im Grundgelenk ist um 15 - 20^{o} eingeschränkt, als Beweis dafür, daß die Sehnennaht

des M. extensor digitorum comm. II nicht gehalten hat und die Streckfunktion allein von der jetzt fest verheilten Sehne des M. extensor indicis proprius aufrechterhalten wird (siehe Abb. 7).

Abb. 7: M.K., 58 J. (17.5.65): Handverletzung mit Durchtrennung der Zeigefingerstrecksehne li. über der Mittelhand. Klebung mit "Histocoll T 100" zusätzliche Zwirnnähte. Keine Ruhigstellung. Nur die Klebung der Sehne des M. ext.ind.prop. war erfolgreich, deshalb Streckdefekt von 15-20° im Zeigefingergrundgelenk.

3. H. B., 49 Jahre, Unfall 20. 5. 65: Weichteilschnittverletzung der Beugeseite des distalen Unterarmes rechts mit Durchtrennung zahlreicher Sehnen (1. M.palm.long., 2. flex.carpi rad., 3. brachioradialis, 4. ext.carp.rad.long., 5. ext.brev., 6.- 9. Sehnen des flex.dig.superfic. am Übergang zu den Muskelbäuchen). Sorgfältige Klebung sämtlicher Sehnen mit

zusätzlichen feinen Mersileneknopfnähten 2 Std. nach der Verletzung. Komplikationslose Wundheilung unter Gipsruhigstellung bei gebeugtem Handgelenk für 10 Tage, dann intensive Bewegungsübungen. Bei Abschluß der Behandlung (4 Wochen nach der Operation) freie Beweglichkeit des Handgelenkes und der Fingergelenke, insbesondere auch kraftvolle Beugung des Handgelenkes (siehe Abb. 8).

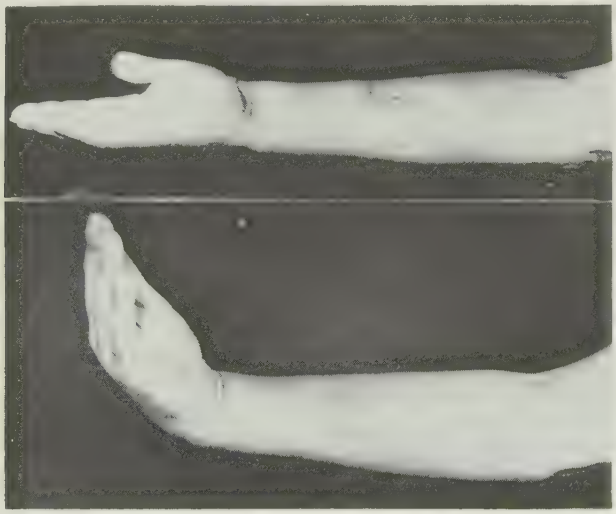


Abb. 8: H.B., 49 J. (20.5.65): Weichteilschnittverletzung re. Unterarm mit Durchtrennung der Sehnen der M. palm.long.,flex.carp.rad.,brachioradialis,ext.carp. rad.long et brev. und flex.digit.superfic. II-V jeweils Klebung und feine Mersilenenähte, komplikationsloser Heilungsverlauf, volle Funktion nach 4 Wochen (Aufn. vom 9. 7. 65).

4. C. B., 24 Jahre, Unfall 16. 6. 65: Weichteilschnittverletzungen in Höhe der Grundgliedbeugeseiten des 3. und 4. Fingers re. sowie der Grundgelenksbeugefalte des 5. Fingers re. jeweils mit Durchtrennung der oberflächlichen und tiefen Beugesehnen. Da die Sehnenverletzungen im engen Sehnenkanal ("Niemandsland") erfolgten, einem Bereich, in dem normalerweise eine Sehnennaht nicht durchgeführt werden kann und einem vorzugsweisen Indikationsbereich für eine (sekundäre) Sehnenauswechselung, wurden nur die tiefen Beugesehnen durch Kombination von Klebung (CHBS 64) und je 3 feinen Mersilenenähten vereinigt. Die oberflächlichen Beugesehnen wurden in typischer Weise ausgeschnitten, um eine Raumbeengung im Sehnenkanal zu vermeiden. Die Wundheilung erfolgte komplikationslos in einem Faustverband für 10 Tage. Am 5. postoperativen Tag bei einer unwillkürlichen Muskelbewegung unter dem Verband Riß der Klebestelle am 5. Finger. Am 6. postoperativen Tag wieder bei unwillkürlicher Muskelkontraktion im Verband Riß der Klebestelle am 4. Finger, am 12. postoperativen Tag erfolgte, nachdem der Faustverband für 10 Tage belassen war, bei etwa dem gleichen Mechanismus auch der Riß der Klebestelle am 3. Finger.

5. B. M., 22 Jahre, Unfall 16. 6. 65: Weichteilschnittverletzung der Fingerbeugeseiten 2 - 5 re. mit Durchtrennung der oberflächlichen und tiefen Beugesehnen des 3., 4. und 5. Fingers in Grundgliedhöhe.

Behandlung: Operation 3 Std. nach der Verletzung. Klebung der tiefen Beugesehnen mit CHBS 64 (Butyl-2-Cyanoacrylat) und zusätzliche Einzelknopfnähte aus feinem Mersilene. Ausschneidung der oberflächlichen Beugesehnen in typischer Weise aus dem Sehnenkanal.
Verlauf: Im Faustverband für 14 Tage komplikationslose Wundheilung. Beginn mit Bewegungsübungen vom 15. Tag an (siehe Abb. 9).Nach 6 Wochen Faustschluß voll möglich. Noch geringer Streckdefekt.

Abb. 9: Durchtrennung der oberflächlichen und tiefen Beugesehnen 3 - 5 im Sehnenkanal ("Niemandsland"). Behandlung: Kombinierte Klebung und Mersilene-knopfnähte der tiefen Beugesehnen nach Ausschneidung der oberflächlichen. Die Aufnahme 14 Tage nach der Operation zeigt bereits günstige Wiederherstellung der Beugefunktion an allen 3 verletzten Fingern.

Abb. 10: K.B. 24 J. (10.6.65): Schnittverletzung mit Durchtrennung der tiefen Beugesehnen des 4. u. 5. Fingers re. Sehnenklebung mit CHBS 64, zusätzliche Mersilene-knopfnähte. a) 14 Tage nach der Operation, b) und c) volle Funktion nach 6 Wochen.

6. K.B., 24 Jahre, Unfall 16.6.65: Weichteilschnittverletzungen dicht vor der Endgelenksbeugefalte des 4. und 5. Fingers re. mit Durchtrennung der tiefen Beugesehnen 4 und 5. Operation 5 Std. nach der Verletzung. Klebung beider tiefen Strecksehnen mit CHBS 64 (Butyl-2-Cyanoacrylat) jeweils 3 zusätzliche feine Mersileneeinzelknopfnähte.
Verlauf: Komplikationslose Wundheilung unter Faustverband. für 14 Tage. In dieser Zeit täglich 1mal vorsichtige Bewegungsübungen. Nach 14 Tage selbsttätige Bewegungsübungen (Abb. 10a). 6 Wochen nach der Operation volle Bewegungsfunktion wieder hergestellt (siehe Abb. 10b und c).

7. B.K., 9 Jahre, angeborene Verkürzung der langen Daumenbeugesehne re. Operative Verlängerung im Bereich des Handgelenkes am 2. 6. 1965 durch z-förmige Durchtrennung und Verleimung mit CHBS 64 sowie Mersileneeinzelknöpfnähte. Komplikationsloser Heilungsverlauf unter Ruhigstellung im Gipsverband für 10 Tage. Nach 4 Wochen beschwerdefrei bei jetzt voller Streck- und Beugefunktion des Daumens.

8. F.Sch., 38 Jahre, Unfall 30. 6. 65: Schnittverletzung rechts Mittelhand mit Durchtrennung beider Strecksehnen über dem Zeigefingergrundgelenk. Operation etwa 2 Std. nach der Verletzung. Klebung der Strecksehne mit CHBS 64, zusätzliche Mersileneknopfnähte.
Verlauf: Komplikationslose Wundheilung unter Ruhigstellung

für 14 Tage auf Gipsschiene. Vorsichtige selbsttätige Bewegungsübungen vom 10. Tag an. Volle Funktion (siehe Abb. 11) nach 5 Wochen.

Abb. 11:

F.Sch., 38 J.
Unfall am 30.6.1965,
Schnittverletzung
mit Durchtrennung
beider Zeigefinger-
strecksehnen Klebung
mit "CHBS 64".

a) Unfallbild mit völligem Ausfall der Streckfunktion

b) und c) gute Funktion nach 4 Wochen.

9. J.H., 22 Jahre, Unfall 24. 7. 65: Kreissägenverletzung re. Hand mit Durchtrennung der Daumenstrecksehne in Höhe des Grundgelenkes (und offenem Bruch des Daumengrundgliedes). Operation ca. 2 Std. nach der Verletzung. Klebung der Strecksehne mit CHBS 64, zusätzliche Mersilene-Einzelknopfnähte. Verlauf: Komplikationslose Wundheilung. Heilung der Sehnennaht unter Ruhigstellung auf Gipsschiene für 20 Tage (wegen einer zusätzlichen Grundgliedfraktur). Anschließend vorsichtige selbständige Bewegungsübungen. Gute Funktion nach etwa 4 Wochen.

Von diesen 24 Klebungen bei Sehnenoperationen an Menschen betrafen 14 sehnenscheidenlose Abschnitte, die wegen der besseren Ernährung über das Peritendineum günstigere Aussichten auf Heilung boten. In 9 Fällen aber handelte es sich um Fingerbeugesehnen, bei denen eine primäre Vereinigung mit herkömmlichen Nahtmethoden wegen der schlechten Ernährung im engen Sehnenkanal erfahrungsgemäß wesentlich ungünstiger ist. Von den im Rahmen dieser Untersuchung durchgeführten Sehnenklebungen (siehe Tab. 7) waren 19 erfolgreich und nur 4 ergaben Mißerfolge, das entspricht einer Heilungsquote von 83,3 % und steht gleichzeitig in völliger Übereinstimmung mit den Ergebnissen im Hundeversuch, wobei sich eine Heilungsquote von 84,2 % nach Sehnenklebung fand.

Nr.	Name	Alter	Lokalisation der Klebung	Anzahl der geklebten Sehnen	Dauer der Ruhigstellung	Erfolg	Mißerfolg
1	E.W.	45 J.	Daumenstrecksehne re.	1	0	1	-
2	M.K.	58 J.	Zeigefingerstrecksehnen li.	2	0	1	1
3	H.B.	49 J.	Unterarmsehnen re.	9	10	9	-
4	C.B.	24 J.	tiefe Fingerbeuger III-V	3	14	-	3
5	B.M.	22 J.	tiefe Fingerbeuger III-V	3	14	3	-
6	K.B.	24 J.	tiefe Fingerbeuger IV und V re.	2	14	2	-
7	B.K.	9 J.	lange Daumenbeugesehne re.	1	10	1	-
8	F.Sch.	38 J.	Zeigefingerstrecksehnen re.	2	14	2	-
9	J.H.	22 J.	Daumenstrecksehne re.	1	21	1	-
				24	97	20	4

Tab. 7: Zusammenstellung der Sehnenklebungen am Menschen (Mai - Juli 1965): In 9 Fällen wurden 24 Sehnen durch Klebung und zusätzliche Knopfnähte vereinigt. in 20 Fällen (83,3 %) wurden die Sehnen fest und funktionsfähig bei einer durchschnittlichen Ruhigstellung von 10 Tagen. In 4 Fällen kam es nicht zu einer Heilung der Sehnen.

Dabei ist zu bemerken, daß die Ergebnisse bei einer durchschnittlichen Ruhigstellung der verletzten menschlichen Sehnen von nur 10 Tagen erzielt wurden, während bei üblichen Nahttechniken eine Ruhigstellung von etwa 20 Tagen - bei größerer Gefährdung der Bewegungsfunktion durch Verwachsungen mit der Umgebung - erforderlich gewesen wäre.

II. Untersuchungen über Kunststoffklebungen am Knochen

Gleichzeitig mit der Kunststoffklebung von Sehnengeweben wurden Untersuchungen über die Möglichkeiten der Klebung von Knochen vorgenommen. Dabei sollte festgestellt werden, ob und wie fest verschiedene Bruchflächen mit einem Plastikstoff vereinigt werden können.

A. Klebung von experimentellen Frakturen an menschlichen Knochenpräparaten:

Abb. 12: Formgerechte Fixation von experimentellen Brüchen an menschlichen Knochenpräparaten durch Klebung mit Methyl-2-Cyanoacrylat: a) Foto nach Klebung am Unterschenkel mit "Sicomet 85"; Bruchspalte mit Tusche angezeichnet. b) Röntgenbild von (a); Bruchlinien nur in der Fibula, nicht in der Tibia zu erkennen. c) Foto nach Klebung am Unterschenkel mit "Adhesive 910" Bruchspalte mit Tusche angezeichnet. d) Röntgenbild von 6c); Die Bruchlinien sind nur noch teilweise zu erkennen.

Technik:

131 Röhrenknochen von Leichen wurden entnommen und sorgfältig von Weichteilgeweben befreit. Unter Fixation in einem Schraubstock wurden die Knochen durch Torsion bzw. übermäßige Biegebeanspruchung gebrochen. So ließen sich verhältmäßig glatte Einspaltbrüche reproduzieren. Die klebefähigen

Abb. 13: Versuchsanordnung zur Querbelastung experimenteller Frakturen an menschlichen Knochenpräparaten: Belastung der in Abb. 12a gezeigten Tibia nach Klebung mit "Sicomet 85", Belastungsgewicht 30 kp.

Oberflächen der jeweiligen Bruchspalte waren durch Feststellung des Knochenumfanges, der Bruchlänge und der Corticalisdicke zu bestimmen. Eine Bruchfläche wurde mit Methyl-2-Cyanoacrylat dünn bestrichen, die Bruchflächen wurden exakt aneinandergepaßt (siehe Abb. 12) und dann mit einer Knochenfaßzange für 2 - 3 min. unter Druck gesetzt. Die Präparate wurden etwa 30 min. nach der Klebung unter zunehmender Gewichtsbelastung zerbrochen.

a) b)

Abb. 14: Versuchsanordnung zur Längsbelastung experimenteller Frakturen an menschlichen Knochenpräparaten: Die in Abb. 12a) gezeigte Tibia nach Klebung durch "Sicomet 85" mit a) 30 kp, b) mit 62 kp belastet.

1. Querbelastung:

Duchbohrung beider Knochenenden und quere Aufhängung (siehe Abb. 13); Belastung im Bruchbereich über eine zwischengeschaltete geeichte Federwaage.

2. Längsbelastung:

Durchbohrung beider Knochenenden, Aufhängung der einen Seite an einer zwischengeschalteten Federwaage, Gewichtsbelastung am anderen Ende (siehe Abb. 14).

3. Torsionsbelastung:

Einspannung im Schraubstock bis zum geklebten Bruchspalt, Querdurchbohrung des 2. Bruchstückes dicht am Bruchspalt mit Spanndraht und einseitige Belastung des Drahtstiftes 5 cm vom Mittelpunkt der Markhöhle entfernt.

Befunde:

Die Belastungsprüfungen wurden an 36 Femur-, 41 Tibia-, 16 Humerus-, 21 Radius und 16 Ulnapräparaten vorgenommen. Ohne Berücksichtigung des Frakturtypes und der Bruchspaltlänge wurden die in Tabelle 8 zusammengestellten mittleren Belastungswerte gemessen. Die Untersuchungen wurden alternierend mit "Adhesive 910" und "Sicomet 85" durchgeführt; beide Methyl-2-Cyanoacrylate erbrachten übereinstimmende Ergebnisse für Festigkeit in den verschiedenen Belastungsebenen.

Präparat	Anzahl der Präparate	Mittelwerte der Belastung Biegung (kp)	Zug (kp)	Torsion (cmkp)
Femur	36	44	71	80 (66)
Tibia	41	35	53	65 (73)
Humerus	16	23	31	./.
Radius Ulna	37	15	24	25 (33)

Tab. 8: Mittlere Belastungsfähigkeit der verschiedenen menschlichen Knochenpräparate ca. 1/2 Std. nach der Klebung mit Methyl-2-Cyanoacrylat: Abhängig von der Größe des geklebten Querschnittes nimmt die Festigkeit in allen Belastungsebenen vom Oberschenkel bis zum Vorderarm fast gleichmäßig ab. Die unter Torsionsbelastung in Klammer angeführten Werte beziehen sich auf kp im mittleren Radius des Ringquerschnittes.

Erwartungsgemäß war die absolute Festigkeit der großen Knochen in allen Belastungsebenen wesentlich höher als die der kleinen. Bei Umrechnung auf Flächeneinheiten (siehe Tab. 9) zeigte sich aber, daß die Belastungsfähigkeit nicht allein vom Querschnitt des geklebten Knochens und auch nicht nur von der geklebten Fläche abhängt.

So erwies sich die Festigkeit bezogen auf die Fläche der geklebten Knochen der oberen Gliedmaßen für Zug, Quer- und Torsionsbelastung als 2-3mal so groß wie die entsprechenden Werte der Knochen der unteren Extremität. Dieser zuerst nicht erwartete Befund läßt sich so erklären, daß neben der stabilisierenden Wirkung der Klebung, die für sich allein ganz unabhängig vom Durchmesser des Knochens annähernd gleiche Werte

Anzahl	Präparat	Querschnittsfläche in cm^2	Verhältnis innerer/äußerer Halbmesser	Belastungsfähigkeit ($kp\ cm^{-2}$)			Fläche der Bruchebenen in cm^2
				Biegung	Zug	Torsion	
36	Femur	6,0	2:1	4,6	7,5	6,9	9,5
41	Tibia	4,5	2:1	3,7	5,5	7,6	9,5
16	Humerus	2,0	1,5:1	11,0	15,0	./.	2,1
37	Radius + Ulna	1,5	1,5:1	9,5	15,0	20,6	1,6

Tab. 9: Mittlere Belastungsfähigkeit pro Flächeneinheit der verschiedenen menschlichen Knochenpräparate etwa 1/2 Std. nach der Klebung: Im Gegensatz zur absoluten Festigkeit ist hier die Belastbarkeit bei dünneren Knochenabschnitten aufgrund zusätzlicher bruchspezifischer und belastungsmechanischer Faktoren wesentlich (2-3fach) höher.

pro Fläche ergeben müßte, bruchspezifische Faktoren eine wesentliche Rolle spielen. Tatsächlich kennt man bei der Metallfixation von Frakturen lebender Knochen sogenannte zusätzliche körpereigene stabilisierende Mechanismen, z. B. Muskelspannung und Form der Bruchflächen. Im Falle der Klebung experimenteller Brüche an Knochenpräparaten kann aber nur der Faktor "Bruchform" wirksam werden. Hierzu folgende Beobachtungen und mechanisch-mathematische Überlegungen:

a) Experimentelle Brüche an verschiedenen Skelettabschnitten fallen ganz verschieden aus. Während mit der angegebenen Methode die größeren Schaftknochen der unteren Gliedmaßen mehr lange Dreh- oder Schrägbrüche ergaben, resultierten an den oberen Gliedmaßen eher Querbrüche. Das hängt mit der für die Funktion erforderlichen Festigkeit bzw. den Widerstandsmomenten dieser Knochenabschnitte zusammen. Die unteren Gliedmaßen werden beim Menschen für Stand, Gang und Lauf vorzugsweise auf Druck und nur in geringerem Umfang auf Biegung oder Torsion beansprucht. Im Gegensatz dazu sind die oberen Gliedmaßen als "Hebel- und Haltewerkzeuge" vorwiegend Biegungs- und Drehkräften ausgesetzt. Deshalb sind die Querschnitte der einzelnen Knochenschäfte - technisch gesprochen: die "beanspruchten Profile" - auch sinnvollerweise unterschiedlich gebaut. Die Druck- oder Zugbelastungen, die ein Körper aufnehmen kann, werden von den in Druck- bzw. Zugrichtung beanspruchten Flächen eines Körpers (hier Hohlzylinder) bestimmt. Das Verhältnis innerer Durchmesser (Hohlquerschnitt): äußerem Durchmesser (Gesamtquerschnitt) ist dabei nicht von Bedeutung und tatsächlich bei vorwiegend druckbelasteten Knochenabschnitten auch relativ klein; dieses Verhältnis beträgt am Oberschenkel etwa 16:32 mm (1:2), also 0,5.

Anders als bei Druck- und Zugbelastung hängt die Belastbarkeit für Biegung und Torsion aber wesentlich von dieser Relation, dem "Höhlungsverhältnis", ab. Diese Relation beeinflußt nämlich die für die beiden letztgenannten Beanspruchungsarten zulässige Belastungsfähigkeit bzw. das hierbei eine wesentliche Rolle spielende Widerstandsmoment.

Dieses Widerstandsmoment ergibt sich bei einem Kreisquerschnitt für die Biegebeanspruchung zu:

$$W = \frac{\pi}{32} \cdot d^3 = 0{,}1\, d^3$$

bei einem Ringquerschnitt zu:

$$W = \frac{\pi}{32} \cdot \frac{d_a^4 - d_i^4}{d_a} = 0{,}1 \, \frac{d_a^4 - d_i^4}{d_a}$$

bei einem Kreisquerschnitt für die Torsionsbeanspruchung:

$$W_t = 2\,W = \frac{\pi}{16} \cdot d^3 = 0{,}2\, d^3$$

bei einem Ringquerschnitt:

$$W_t = 2\,W = \frac{\pi}{16} \cdot \frac{d_a^4 - d_i^4}{d_a} = 0{,}2 \, \frac{d_a^4 - d_i^4}{d_a}$$

Die aufgezeigte Überlegung läßt erkennen, daß ein Ringquerschnitt höher belastbar ist als ein flächengleicher Kreisquerschnitt.

Die Belastbarkeit für Biegung und Torsion hängt dabei entscheidend vom Verhältnis $\frac{d_i}{d_a}$ (Höhlungsverhältnis) ab. Das Widerstandsmoment des Ringquerschnittes bei Biegung errechnet sich zu:

$$W = \frac{\pi}{32} \left(\frac{d_a^4 - d_i^4}{d_a} \right)$$

Setzt man $\frac{d_i}{d_a} = \alpha$ und bezeichnet diesen Wert als "Höhlungsverhältnis", so kann man

$$d_i = \alpha \cdot d_a$$

einführen und erhält dadurch einen anderen Wert für das Widerstandsmoment des Ringquerschnittes:

$$W = \frac{\pi}{32} \cdot d_a^3 (1 - \alpha^4)$$

Hieraus läßt sich deutlich der Einfluß von α (dem Höhlungsverhältnis) auf das Widerstandsmoment des Hohlzylinders bei gleichen Außendurchmessern (d_a) ablesen. Wird α größer, sinkt das Widerstandsmoment, wird α kleiner, vergrößert es sich:

α kann maximal 1 sein, dann wird:

$$W = \frac{\pi}{32} \cdot d_a^3 (1 - 1)$$

$$W = \frac{\pi}{32} \cdot d_a^3 \, (0)$$

$$W = 0$$

α kann minimal 0 sein, dann wird:

$$W = \frac{\pi}{32} \cdot d_a^3 \, (1 - 0)$$

$$W = \frac{\pi}{32} \cdot d_a^3 \cdot 1$$

$$W = \frac{\pi}{32} \cdot d_a^3$$

In der Bautechnik, also auch in der Bautechnik lebender Körper, kommt es aus rein wirtschaftlichen Überlegungen darauf an, Material und damit Gewicht zu sparen. In den weniger belasteten Armen kann dabei weniger Masse verbaut werden, und diese geringere Masse wird zur besseren Stabilisierung (am Arm als Hebelwerkzeug vorwiegend gegen Biegung und Torsion) weiter nach außen, von der "neutralen Mittelachse" entfernt, angeordnet. Dabei wird, verglichen mit dem verbrauchten Material (Ringflächenquerschnitt), am Arm durch das größere Höhlungsverhältnis (0,65) eine relativ höhere Biegungs- und Torsionsfestigkeit erreicht als am Bein mit einem Höhlungsverhältnis von 0,5. Das entspricht auch der Belastbarkeit der Klebeflächen in Abhängigkeit vom Klebeprofil.

b) Bei annähernd gleicher Corticalisstruktur an allen Schaftknochen brechen auf Grund der verschiedenen

(profilabhängigen) mechanischen Belastbarkeit der Knochenabschnitte unter ähnlichen Bedingungen behandelte Oberschenkel-, Unterschenkel-, Oberarm- und Unterarmknochen verschieden: Querbrüche und kurze Schrägbrüche, die vorwiegend an den dünneren Knochenabschnitten des Vorderarmes und des Humerus vorkamen, haben dabei keine glatten Bruchflächen gezeigt, sondern sind über den ganzen Querschnitt mehr oder weniger gezackt. Die Bruchzacken, die in ihrer Gesamtheit die Bruchfläche wesentlich vergrößern, führen schon bei der Form gleichseitiger Dreiecke zu einer Verdoppelung der klebefähigen Oberfläche. Dazu kommt noch das mechanische Moment der Reibungshaftung durch die unregelmäßige Oberfläche hinzu, das neben der Vergrößerung der Oberfläche zu einer weiteren erheblichen, im einzelnen aber rechnerisch nicht faßbaren Verbesserung der Belastbarkeit dieser Bruchform - insbesondere für Torsion - führt.

Größere Schaftknochen (Tibia und Femur) zeigten dagegen vorwiegend lange Schräg- oder Drehbrüche mit auf großen Strecken planen, völlig zahnlosen Bruchflächen. Hier entsprach also die aus dem Bruchspaltverlauf rechnerisch ermittelte Fläche der Bruchebene, die der Tabelle 9 zugrunde liegt, annähernd der tatsächlichen Größe der klebefähigen Oberfläche.

Daß Bruchzacken als zusätzliche stabilisierende Faktoren wirken, zeigen ergänzende Versuche: Während bei einem echten Knochenbruch in den beiden Bruchflächen genau korrespondierende Zacken in bestimmter Größe entstehen, die bei der Reposition und Klebung ineinandergepaßt werden können, entstehen bei Sägeschnitten kleinere und keineswegs korrespondierende Knochenzacken. Hier ist die Plastikklebung selbst in wesentlich stärkerem Maße durch molekulare und mechanische Adhäsion für die Festigkeit der "Fraktur" verantwortlich. Untersuchungen an geklebten Sägeschnitten bei Tibiapräparaten ergaben nur mittlere Längsbelastungswerte von 8,2 kp im Vergleich zu den experimentellen Frakturen mit 53,0 kp. Die entsprechenden Werte pro Flächeneinheit betrugen 1,8 kp cm^{-2} bzw. 5,5 kp cm^{-2}. Bruchspezifische Abstützungsfaktoren haben also zu einer etwa 3-fachen Festigkeit pro Fläche geführt. Noch deutlicher ist der Unterschied beim Vergleich experimenteller Frakturen mit plangeschliffenen Sägeschnitten an der Tibia. Bei den Untersuchungen hielten diese geklebten Schlifflächen nur einer Längsbelastung von 6,2 kp (1,3 kp cm^{-2}) stand, da hier praktisch allein die molekulare Adhäsion für die Klebefestigkeit wirksam ist.

Unter Bewertung der Punkte a) und b) ergibt sich also, daß auf Grund ihres verschiedenen Profils, ihrer ver-

schiedenen Bruchzähnelung und ihrer verschiedenen Haftreibung die Brüche an den dünneren Knochenabschnitten der oberen Extremität tatsächlich eine mehrfach größere Klebestabilität haben müssen als Brüche an den dickeren Schaftknochen der unteren Gliedmaße.

Wenn aber durch Verbesserung des Verhältnisses innerem zu äußerem Halbmesser, durch vermehrte Bruchzacken als starke Vergrößerung der Klebefläche und durch erhöhte Reibungshaftung die Stabilität rechnerisch etwa um das 3 - 4fache gesteigert werden könnte, so lassen doch die mittleren Werte (siehe Tab. 9) nur eine Steigerung auf 2 - 3fachen Wert erkennen. Das liegt daran, daß nicht technisch einwandfreies und sauberes Material geklebt wird, sondern eine biologische, chemisch nicht einmal einheitliche Substanz. Auf den Grenzflächen liegen Spuren von Flüssigkeit und besonders Fettteilchen, die sich auch an den Präparaten im Versuch nicht restlos entfernen lassen und die zu einer Verringerung der molekularen Haftung führen müssen.

Zwar wird bei experimentellen Frakturen an Knochenpräparaten (wie auch bei echten Frakturen lebender Knochen) die Klebekraft eines Leimstoffes durch bruchspezifische Stabilisierungsfaktoren ganz wesentlich erhöht, in den vorliegenden Untersuchungen um das 4fache (1,3 : 5,5 kp cm^{-2}) bei Zugbelastung.

Trotzdem reichen die gefundenen Festigkeitsgrade nach Klebung von gebrochenen Knochenpräparaten bei weitem nicht aus, um echte Brüche vitaler Knochen sofort belastungsfähig zu stabilisieren.

BIEDERMANN (9) gibt für isolierte menschliche Corticalispräparate von Femur und Tibia Zugfestigkeiten von umgerechnet 1056 kp cm^{-2} an. Die nach Klebung an der Tibia gefundenen Werte von 3,7 kp cm^{-2} für Biegung, 5,5 kp cm^{-2} für Zug und 7,6 kp cm^{-2} für Torsion sind dagegen aber sehr gering und es wäre nur schwer möglich, mit der Plastikklebung Knochenbruchstücke irgendeines Gliedmaßenabschnittes auch nur ruhe- oder lagerungsstabil zu vereinigen. Schon durch Muskelkontraktionen können Kräfte auf die Bruchstücke einwirken, die die gefundenen Belastungsgrenzen nach Klebung übersteigen. Eine Belastungs- oder Bewegungsstabilität ist demnach überhaupt nicht zu erwarten. Die Klebung von Knochenbruchstücken, deren Zweck demnach bestenfalls eine sichere Fixation in anatomisch korrekter Stellung sein kann, muß deshalb durch irgendwelche Maßnahmen im Sinne der inneren oder äußeren Stabilisierung unterstützt werden. Als derartige Maßnahmen kommen in der Knochenbruchbehandlung ruhigstellende Verbände (z.B. Gipsbinden) oder innere (Metall-)Fixation durch Schrauben oder Drahtschlinge in Frage. Auf Grund der an Knochenpräparaten erhobenen eindeutigen Befunde wurde in den folgenden Untersuchungen an vitalen Knochen die alleinige Klebung von

Knochenbrüchen ohne zusätzliche Fixation überhaupt nicht in Erwägung gezogen.

B. Tierversuche

Nachdem sich an Leichenknochen gezeigt hatte, daß mit der direkten Klebung von Bruchflächen eine gute und in geringem Maße auch belastungsfähige Adaptation zu erzielen ist, wurden trotz wenig ermutigender Literaturberichte, die auf Grund anderer Klebetechniken zustande kamen, Tierversuche unternommen. Bei kleineren Versuchstieren - Ratten und Kaninchen - konnten wegen der sehr spröden Knochenschäfte mit verhältnismäßig dünner Corticalis keine klebefähigen Bruchflächen erzeugt werden: die Knochen zersplitterten regelmäßig in zahlreiche Einzelfragmente, die sich nicht exakt zusammenfügen ließen. Nach verschiedenen Vorversuchen gelang es, Röhrenknochen an Hunden so zu frakturieren, daß einander ähnliche Drehbrüche entstanden.

Technik:

Unter Operationssaalbedingungen wurden am Vorderlauf der Radius oder am Hinterlauf die Tibia freigelegt. Nach sorgfältiger Blutstillung wurde der Knochen mit einer Schraubenzwinge in Schaftmitte so stark gequetscht, daß in der Corticalis feine Längsrisse entstanden. Dann erfolgte zwischen 2 Rohrzangen eine Torsion des durch die Quetschung vorgeschädigten Knochenabschnittes. Hierbei bildeten sich fast

regelmäßig Mehrspaltbrüche mit einem Hauptbruchspalt im Sinne eines langen Drehbruches (Bruchspaltlänge = 2 x Knochendurchmesser oder mehr). Die Länge der Bruchzone betrug 3 - 5 cm. Es handelte sich um besonders ungünstige Bruchformen, wie sie bei unfallmäßigen Gewalteinwirkungen kaum entstehen würden. Zusätzliche völlig abgesplitterte Fragmente wurden nicht verworfen, sondern später exakt in die Bruchzone eingepaßt. Außerdem erfolgte eine weitmögliche Stillung der Blutung aus den Markgefäßen, teilweise durch Koagulation, aber auch durch Tamponade mit Fibrospoom. Anschließend wurden die Frakturen probeweise reponiert und Knochenfaßzangen in Position gebracht, aber noch nicht geschlossen. Nach erneuter Aufklappung und sorgfältiger Trocknung wurden dann alle Bruchflächen einseitig mit Plastikkleber bestrichen, sofort adaptiert und durch Schließen der Zange unter kräftigen Druck gebracht. Während der Druck für 5 - 10 min. aufrecht erhalten wurde, konnten ausgesprengte Splitter unter Klebung eingepaßt werden. Die Adaptation der Bruchflächen gelang meist so vollkommen, daß die Bruchspalte in den ppstoperativen Röntgenbildern (wie auch an Knochenpräparaten) kaum mehr erkennbar waren.

Mit zunehmender Übung in dieser Methode gelang es, nicht nur bessere und natürlichen Brüchen immer ähnlichere Frakturen herzustellen, sowie die Klebung sicherer zu machen; auch die erforderliche Dauer der Operation konnte von an-

fangs 1 - 1 1/2 Stunden auf etwa 20 Minuten verkürzt werden, ein wichtiges Moment zur Senkung der zuerst sehr hohen Infektionsrate. Eine glatte Bruchheilung ist nur zu erwarten, wenn eine Infektion vermieden werden kann. Dabei ist zu bedenken, daß Knochenoperationen an Hunden besonders häufig Infektionen zur Folge haben. Das liegt unter anderem daran, daß die Haut im Operationsgebiet mit ihrem festen und meist unsauberem Fell nicht in optimaler Weise vorbereitet werden kann.

Da die an Präparaten ermittelte Festigkeit selbst für den Tierversuch nicht hoch genug erschien, um eine Sofortbelastung des geklebten Skelettabschnittes ohne zusätzliche Fixation zu erlauben, wurden an der Klebestelle der Tibia, die immer mit der Fibula zusammen brach, verschiedene Formen von Drahtschlingen angebracht.(siehe Abb. 15)

Dadurch wurden meist ausgezeichnete Festigkeiten und primäre Belastbarkeit erzielt, ohne daß ein Gipsverband erforderlich gewesen wäre. Allerdings bedeuten metallische Fremdkörper im Bruchbereich immer eine erhebliche Vergrößerung des Infektionsrisikos.

Am Vorderlauf als doppelknochigem Skelettabschnitt erwies sich die Elle als ausreichende innere Stütze, so daß bei Klebung von Radiusfrakturen auf eine Versenkung metallischer

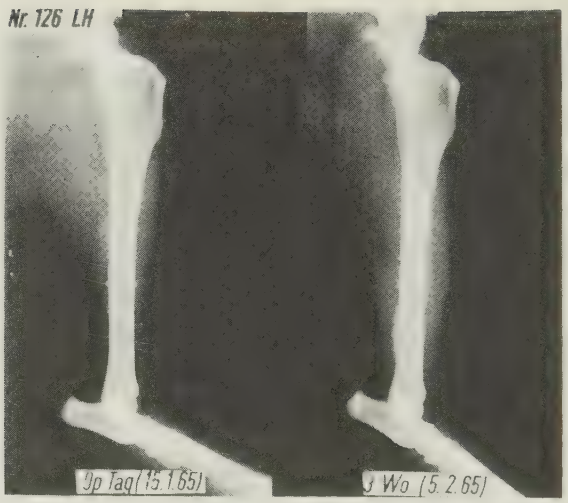


Abb. 15: Kunststoffklebung einer experimentellen Tibiafraktur beim Hund unter zusätzlicher Sicherung durch 2 Drahtschlingen: Komplikationslose Heilung und beginnende knöcherne Festigung (periostale und endostale Callusbildung) nach 3 Wochen.

Fremdkörper verzichtet wurde (siehe Abb. 16).

Der Verschluß der Operationswunde erfolgte anfangs unter Naht, später unter Aufklebung des vorher abgehobenen Periostes. Die Haut wurde ursprünglich mit Einzelknopfnähten, zuletzt mit fortlaufenden Drahtnähten versorgt, offensichtlich ein weiterer Faktor zur Infektionsverhütung, da Einzelknopfnähte an den Extremitäten von allen Hunden nach wenigen Tagen ausgebissen werden.

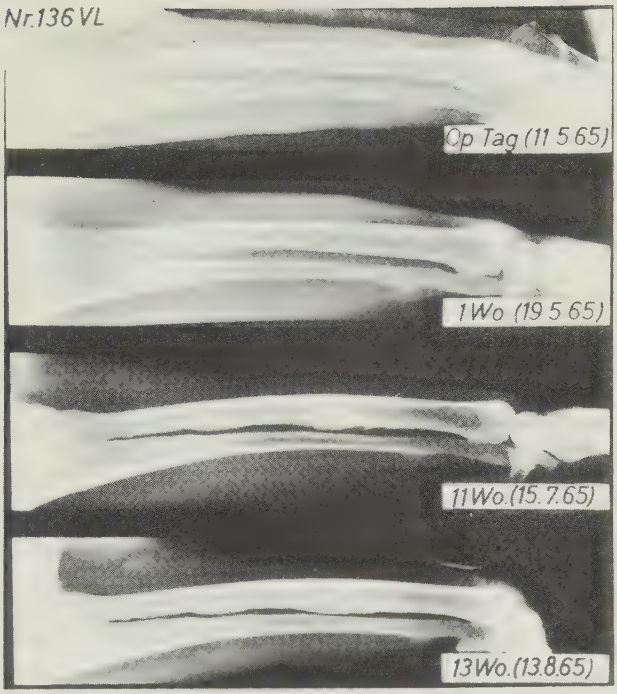


Abb. 16: Kunststoffklebung einer experimentellen Radiusfraktur beim Hund: Komplikationslose Wundheilung und knöcherne Festigung ohne zusätzliche äußere oder innere Fixation.

Von der sich anbietenden Möglichkeit, nach erfolgter Frakturklebung eine äußere Fixation in Form eines Gipsverbandes oder Schienenverbandes vorzunehmen, wurde kein Gebrauch gemacht. Im Tierexperiment, insbesondere auch beim Hund, heilen unter Ruhigstellung im Verband alle Schaftfrakturen, gleich welche Manipulationen am Knochen vorgenommen

worden sind. Aussagen über den Wert einer Knochenklebung waren nur ohne äußere Ruhigstellung möglich.

Nach der beschriebenen Methode wurden an Hunden 21 experimentell hervorgerufene Frakturen (12mal Radius und 9mal Tibia) durch die Verleimung mit Methyl- und Butyl-2-substituierten Cynaoacrylaten stabilisiert (siehe Tab. 10). An Hinterläufen erfolgte regelmäßig, am Vorderlauf nur einmal wegen eines besonders ungünstigen Bruchverlaufes zusätzliche Fixation mit Draht.

Die Drahtschlingen, meist in Form von Cerclagen angelegt, sollten jedoch nicht für sich allein die Fraktur halten, wie es mit fest angezogenen starken Drähten ohne weiteres bei langen Schrägbrüchen möglich wäre. Hier sollte nur der Klebung als dem wesentlichen Fixationsmittel ein leichter zusätzlicher Halt gegeben werden. Deshalb wurden auch die überstehenden verquirlten Drahtenden der Cerclagen ganz knapp abgeschnitten, so daß die Drahtenden sich eben noch verhaken und bei einer Lockerung der Klebestelle durch Überlastung oder etwa Infektion sich lösen konnten (siehe Abb. 17).

Der primäre Kontakt der geklebten Bruchflächen war nicht einheitlich gut. Er hing wesentlich davon ab, ob es gelang, die Bruchflächen nach dem Aufbringen des Klebstoffes schnell und "auf Anhieb" in exakte Apposition zu bringen. Wenn dabei

Nr.	Knochen	Operation	Zeit	zusätzl. innere Fixation	Wund-heilung	Knochenbruchheilung	
						stabil	sekundär instabil
1	131 RV	13.10.64	28 Wo.	ø	p.p.	+	-
2	130 LV	20.10.64	13 Wo.	ø	Infektion	+	-
3	129 LV	6.11.64	6 Wo.	ø	Infektion	-	+
4	131 LV	24.11.64	22 Wo.	ø	p.p.	+	-
5	128 LH	14.12.64	16 Wo.	+	p.p.	+	-
6	131 LH	14. 1.65	14 Wo.	+	p.p.	+	-
7	130 LH	14. 1.65	1 Wo.	+	Infektion	-	+
8	127 LH	15. 1.65	10 Wo.	+	p.p.	+	-
9	126 LH	15. 1.65	15 Wo.	+	p.p.	+	-
10	125 LH	15. 1.65	12 Wo.	+	Infektion	-	+
11	124 RH	19. 1.65	11 Wo.	+	Infektion	-	+
12	123 LH	19. 1.65	?	+	p.p.	+	-
13	134 RH	4. 5.65	14 Wo.	+	p.p.	+	-
14	135 LV	4. 5.65	12 Wo.	ø	p.p.	+	-
15	136 LV	11. 5.65	13 Wo.	ø	p.p.	+	-
16	137 LV	11. 5.65	11 Wo.	ø	p.p.	+	-
17	138 LV	17. 5.65		+	p.p.		
18	139 LV	20. 5.65	10 Wo.	ø	p.p.	+	-
19	140 LV	20. 5.65	5 Wo.	ø	p.p.	+	-
20	137 RV	26. 5.65	9 Wo.	ø	p.p.	+	-
21	135 RV	31. 5.65	8 Wo.	ø	p.p.	+	-

Tab. 10: Zusammenstellung der Ergebnisse von Klebungen experimenteller Frakturen am Hund (V = Vorderlauf, H = Hinterlauf): Die Eingriffe erfolgten am Radius oder an der Tibia. Nach einer durchschnittlichen Überlebenszeit von 12,4 Wochen wurden die Hunde abgetötet. Die 21 geklebten Frakturen erwiesen sich in 4 Fällen (nach Infektion) als instabil. In 1 Fall starb ein Hund an Narkosefolgen nach 4 Tagen (Nr. 17). In 16 Fällen (80 %) führten die Klebungen in korrekter Stellung zu fester knöcherner Verbindung, ohne daß eine Ruhigstellung der operierten Gliedmaße durchgeführt wurde.

Bruchzacken störten, die durch probatiorisches Verschieben der Fragmente ineinander gepreßt werden mußten, dann war der

Abb. 17:
Secundäre Instabilität und Verschiebung einer mit Methyl-2-Cyanoacrylat geklebten und mit 2 lockeren Cerclagen gesicherten experimentellen Tibiafraktur beim Hund. Ursache der Instabilität: Infektion!

Polymerisationsvorgang während der erforderlichen Lageveränderung bereits in Gang bzw. teilweise abgeschlossen, und ein fester Klebekontakt war nicht mehr zu erzielen. Der Versuch, die jetzt vorhandene primäre Instabilität oder Teilstabilität durch Entfernung des Klebers und neue Klebung zu verbessern, war nicht erfolgreich. In einem derartigen Fall (Nr. 17) mußte dann die nicht vollkommen gelungene Klebung durch Drahtfixation gestützt werden.

Zur Kontrolle der primären Stellung und Festigkeit sowie zur Beobachtung des weiteren Heilverlaufes wurden sofort nach

der Operation und dann in mehrwöchigen Abständen Röntgenaufnahmen bis zum Abschluß der Knochenbruchheilung vorgenommen.

Die Hunde wurden durchschnittlich 12,4 Wochen nach der Operation abgetötet. Im Anschluß an eine letzte Röntgenaufnahme wurden die betreffenden Knochenabschnitte herauspräpariert und auf Festigkeit grob geprüft. Präparate in verschiedenen Zeitabschnitten von der Operation wurden feingeweblich untersucht.

Befunde:

Die Hunde belasteten die geklebten Gliedmaßenbrüche innerhalb der ersten postoperativen Woche und liefen dann frei mit Ausnahme der Fälle, in denen eine feste Vereinigung der Bruchflächen nicht aufrecht erhalten werden konnte. Sekundäre Instabilität und Verschiebung der Fraktur (siehe Abb. 17) wurden in 4 von 21 Frakturklebungen (Nr. 3, Nr. 7, Nr. 10 und Nr. 11) beobachtet (19,0 %). Diese Mißerfolge traten nur in Fällen auf, in denen es zu einer postoperativen Infektion gekommen war. Die Infektionen waren eindeutig Folgen übermäßig langer Operationszeiten (bis zu 1 1/2 Std.) und mangelnder operativer Technik zu Beginn der Tierversuche. In der 2. Hälfte dieser Untersuchungsreihe (Nr. 12 - 21) kam es nach Einarbeitung in die Methode

regelmäßig zu komplikationslosen Heilungen. Bei den ersten 11 Knochenklebungen traten dagegen 5mal eitrige Entzündungen auf. Von diesen 5 Fällen heilte nur einer knöchern fest (Nr. 2), der Rest blieb instabil. Eine sekundäre Instabilität nach komplikationsloser Heilung konnte nicht beobachtet werden (siehe Tab. 10).

Einer der Hunde starb am 4. postoperativen Tag an einer Pneumonie infolge Aspiration nach der Narkose; eine lokale Heilungskomplikation lag nicht vor, jedoch war zu diesem Zeitpunkt noch keine beginnende bindegewebige Heilung des Knochenbruches nachweisbar; bei den groben Manipulationen während der Sektion (Versuch, die Drahtschlinge zu lösen) brach die Klebestelle; dieser Fall ist bei der Beurteilung der Knochenbruchheilung nicht berücksichtigt.

Ein 2. Hund (Nr. 7) starb eine Woche nach der Operation. Hier bestand eine massive Eiterung im Bruchbereich, und die Klebestelle war völlig gelöst (siehe Abb. 17). Dieser Fall ist bei der Beurteilung der Stabilität mit verwertet.

Um verschiedene Stadien der Knochenbruchheilung in den übrigen 19 Fällen zu erfassen, wurden nach der röntgenologisch festgestellten knöchernen Heilung die Hunde zu verschiedenen Zeitpunkten abgetötet.

Die postoperativen Zeiträume variieren dabei zwischen 5 und 28 Wochen (im Mittel 12,4 Wochen). Die anschließenden Sektionen zeigten 3mal Instabilität, 3mal geringe, knöchern feste Achsenabknickungen als Zeichen einer zwischenzeitlichen leichten Lockerung und 3mal feste Heilung in korrekter Stellung als Ausdruck einer primär und dauerhaft stabilen Klebung (siehe Abb. 18).

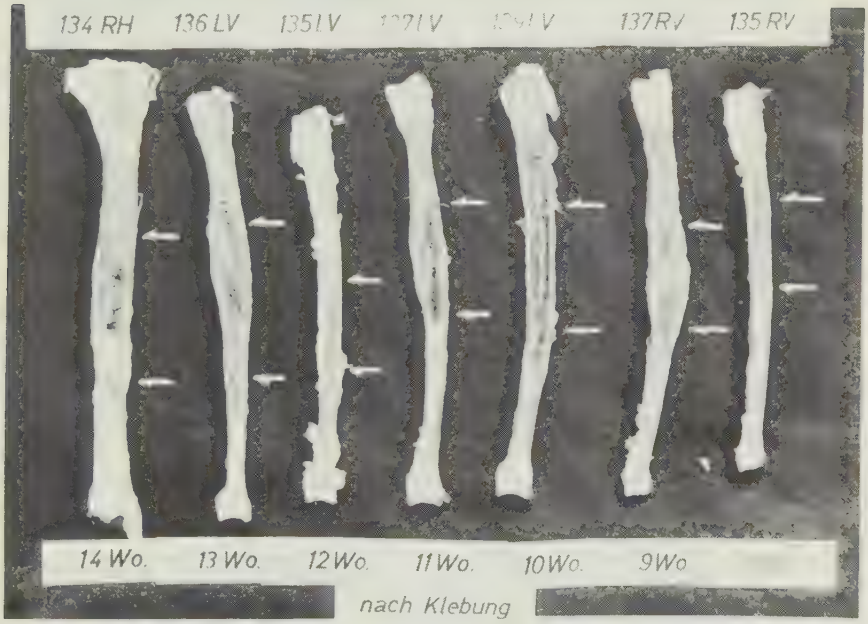


Abb. 18: Serie von 7 etwa gleichzeitig präparierten Hundeknochen 8 - 14 Wochen nach der Klebung mit Butyl-2-Cyanoacrylat. Die Präparate sind längs gespalten, das teilweise verdickte Periost wurde nach Möglichkeit nicht abgelöst. Die ehemaligen Klebestellen (durch Pfeile begrenzt) sind kaum mehr zu erkennen (siehe dazu auch das Röntgenbild von 136 LV: Abb. 16). Die Bruchheilung erfolgt - wie bei formgerechter Reposition und stabiler Fixation zu erwarten - ohne wesentliche Calluswulstung im Sinne der sog. "primären Knochenbruchheilung".

Die Bruchstellen selbst waren meist nur noch an einer stärkeren Verdickung des Periostes zu erkennen. Calluswulstungen, wie sie nach unvollständiger Reposition bei konservativer Knochenbruchbehandlung oder auch bei Instabilität während der Bruchheilung erwartet werden müssen, waren nicht zu beobachten.

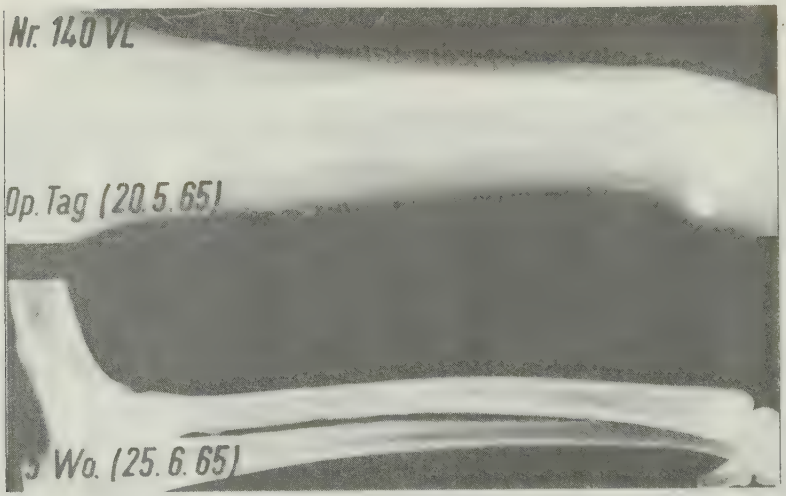


Abb. 19: Knochenbruchheilung ohne wesentliche periostale Callusbildung im Sinne der "primären Knochenbruchheilung" nach Frakturklebung mit Butyl-2-Cyanoacrylat. Der lange, in den proximalen Anteilen nicht vollkommen korrekt adaptierte Bruchspalt (oberes Bild) ist durch endostale Callusbildung und direkte Knochenneubildung in dem Frakturspalt nach 5 Wochen fest verheilt (siehe auch Abb. 20).

Das spricht dafür, daß die von der "Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen" nachgewiesene sogenannte "primäre

Knochenbruchheilung", die als Ausdruck einer exakten Bruch-einrichtung und einer guten Ruhigstellung gilt, auch bei Verwendung des Kunststoffklebers möglich ist.

Tatsächlich zeigen die Röntgenbilder in den Fällen, in denen eine sichere und dauerhafte Klebefixation erzielt werden konnte, fast keine periostale Calluswulstungen, sondern vorwiegend endostale Verdichtungen und fortschreitende direkte Vereinigung der Bruchspalte in der Corticalis (siehe Abb. 19).

Die minimalen periostalen Unregelmäßigkeiten sind als Reaktion auf eine lokale Schädigung durch Faßzangen bei der Erzeugung des Knochenbruches zu erklären. Daß eine knöcherne Festigung stattgefunden hat, obwohl ein röntgenologisch und klinisch nachweisbarer Calluswulst fehlt, geht aus der Tatsache hervor, daß ein bei der Sektion entnommener Radiusschaft (Nr. 20) sich schon 5 Wochen nach der Operation längsspalten ließ (siehe Abb. 20), ohne daß dabei etwa der am Hämatom in der Markhöhle noch erkennbare Klebebereich wieder zerbrochen wäre.

In einzelnen Fällen (Nr. 1, Nr. 16, Nr. 20) waren im Röntgenbild, trotz völlig korrekter Brucheinrichtung und obwohl sich keinerlei Verschiebung während des Heilungsverlaufes zeigte, bei den späteren Durchleuchtungen spindelförmige

Abb. 20:

Radiusschaft 5 Wochen nach Klebung einer experimentellen Fraktur, längsgespalten. Der Bruch ist bereits verheilt, so daß sich die Spalte dabei nicht mehr gelöst haben. Der ehemalige Bruchbereich ist noch am alten Hämatom in der Markhöhle und an der leichten Auftreibung sowie teilweisen Spaltbildung der Corticalis zu erkennen.

Wulstbildungen erkennbar (siehe Abb. 21). Diese stärker als der Nachbehandlung und dem Verlauf angemessenen Periostreaktionen sind wahrscheinlich auch Folge einer stärkeren Knochenhautschädigung während der operativen Behandlung, besonders beim Brechen der Knochen. Die hierbei auf Knochen und teilweise auch auf die umgebenden Weichteile ausgeübten Kräfte können für das Gewebe nicht belanglos sein. Trotzdem waren bei glatter Heilung außer gelegentlichen periostalen Reaktionen (Calluswulstungen) keine den Heilungsverlauf wesentlich verzögernden Störungen zu finden. Insge-

samt waren die Reaktionen trotz Verwendung des Klebstoffes schwächer als man sie bei üblicher konservativer oder operativer Behandlung (Gipsruhigstellung oder intramedulläre Fixation) erwarten müßte.

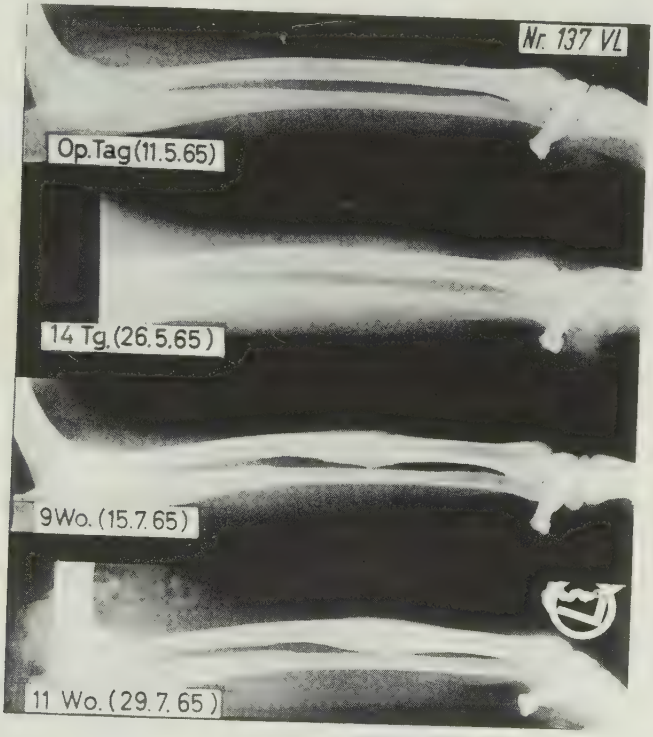


Abb. 21: Mit Butyl-2-Cyanoacrylat geklebte Tibiafraktur am Hund: Zwischen 2. und 9. Woche nach dem Eingriff hat sich, obwohl sich an der primär durch Klebung erreichten Stellung nichts geändert hat, eine spindelförmige Auftreibung des Bruchbereiches durch Calluswulstung gebildet.

Die zusätzliche Fixation der geklebten Bruchflächen mit Drahtschlingen war nur zum Teil erfolgreich (siehe Tab. 11). Von 9 derartigen Fällen führten 3 zu schweren Infektionen und diese blieben sämtlich instabil (dagegen 11 Fälle ohne zusätzliche Drahtumschlingung mit 2 Infektionen, davon nur einmal Instabilität). Wenn jedoch keine Heilungsstörung im Sinne einer Eiterung auftrat, waren auch die mit zusätzlichen Drahtschlingen geklebten experimentellen Frakturen (Abb. 22) in etwa den gleichen Zeiträumen knöchern fest verheilt, wie die Röntgenaufnahmen 8 - 10 Wochen nach der Operation zeigten.

	mit Drahtfixation	ohne Drahtfixation
Anzahl	9	11
Infektionen	3	2
instabil	3	1

Tab. 11: Einfluß von Fremdkörpern auf die Bruchheilung: Vergleich der Knochenbruchheilung nach Klebung mit und ohne zusätzliche Drahtfixation: Von 9 unter zusätzlicher Drahtumschlingung geklebten experimentellen Frakturen am Hund zeigten 3 (1/3) schwere Infektionen und diese alle führten zu sekundärer Instabilität. Unter 11 ohne zusätzliche Metallfremdkörper behandelten Fällen kam es nur einmal (1/10) zu einer schweren Infektion mit sekundärer Instabilität (Nr. 3) und einmal zu einer leichteren Infektion (Nr. 2) mit fester knöcherner Heilung ohne Verschiebung der Bruchstücke.

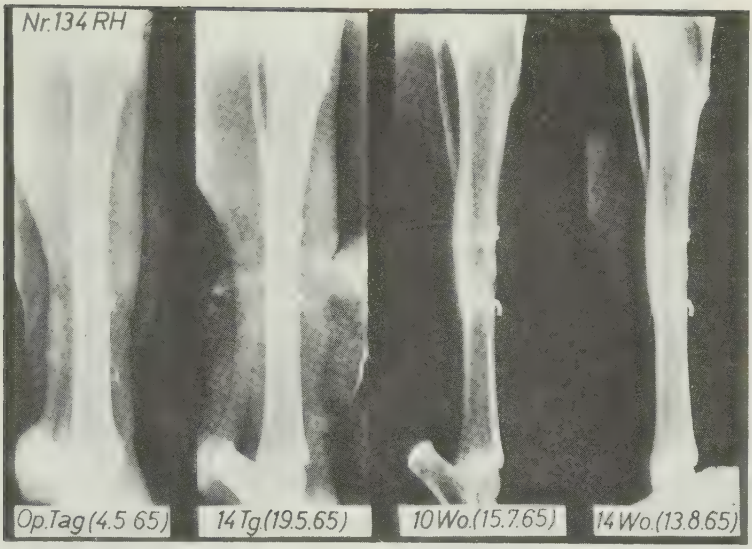


Abb. 22: Komplikationslose knöcherne feste Heilung einer experimentellen Tibiafraktur am Hund zwischen 2. und 10. Woche nach Klebung und zusätzlicher Drahtumschlingung. Geringe periostale Callus-wulstungen an der Hinterseite auf den Röntgen-bildern nach 10 bzw. 14 Wochen.

In 16 von 20 verwertbaren Fällen dieser Serie (80 %) war die Klebung der experimentellen Frakturen erfolgreich. Diese Tiere belasteten ihre verletzten Gliedmaßen von der ersten postoperativen Woche an bis zur Durchbauung der Knochenbrüche mit körpereigenem Gewebe. Dabei konnte auf eine zusätzliche äußere Fixation verzichtet werden.

Damit ist im Experiment klinisch und röntgenologisch gezeigt, daß ein Knochenbruch, der postoperativ keinen stärkeren funktionellen Belastungen ausgesetzt ist, durch Klebung zu einer glatten, unverzögerten und formgerechten Heilung gebracht werden kann.

Histologische Befunde:

Um zu prüfen, ob den günstigen klinischen und röntgenologischen auch entsprechende feingewebliche Befunde zugrundeliegen, wurden zusätzliche histologische Präparationen vorgenommen, obwohl von anderen Untersuchern an verschiedenen Weichteilgeweben die gute Gewebsverträglichkeit des Leimstoffes nachgewiesen ist. (Bedenkliche degenerative Reaktionen bis zu Nekrosen hatten sich dabei nur vereinzelt an besonders empfindlichen Strukturen wie Blutgefäßen gezeigt).

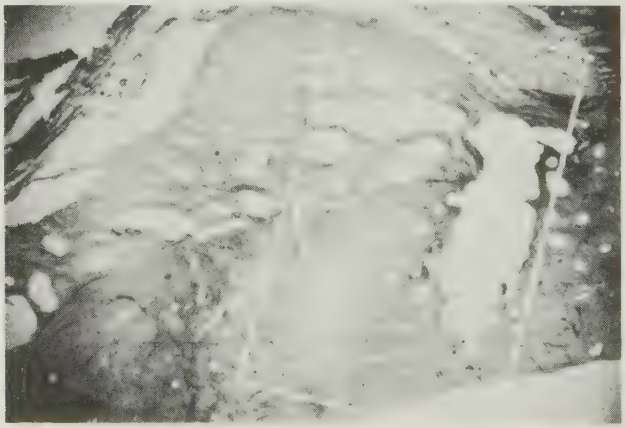
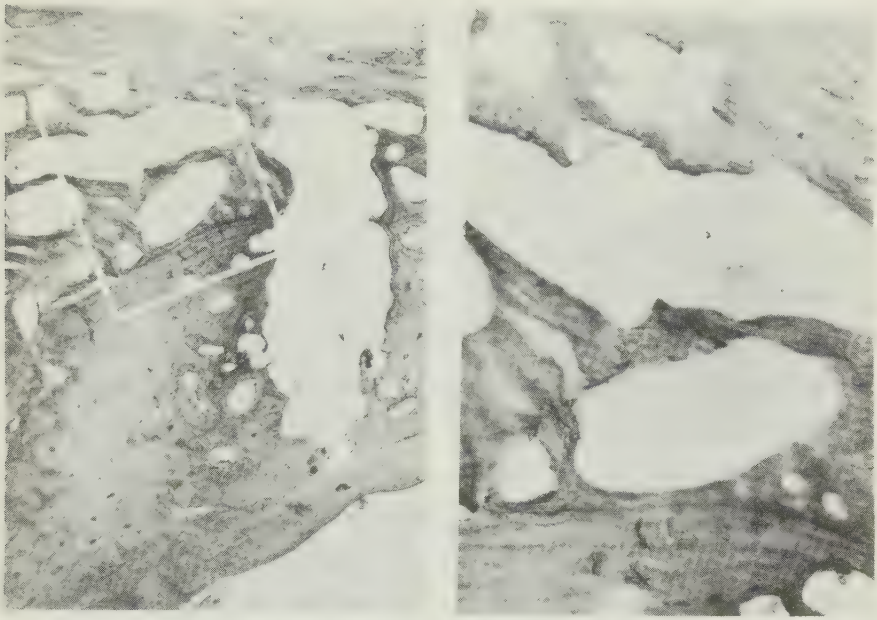


Abb. 23 a)



b) c)

Abb. 23: Feingewebliche Untersuchung der ehemaligen Bruchstelle in der Radiuscorticalis des Hundes (Nr. 19): der lange Schrägbruch ist in dem queren Schnitt fast senkrecht getroffen. a) Lupenvergrößerung, b) 1. Vergrößerung, c) 2. Vergrößerung. Hämatoxilin-Eosin-Färbung.

Die fest verheilten Knochen wurden chemisch entkalkt und in Paraffin eingebettet. Dabei war es meist schwierig, die ehemaligen Bruchlinien zu finden. Es war nicht möglich, feine Schnitte von weniger als 6 µ Dicke anzufertigen, da nach 8 - 12 Wochen regelmäßig im Bruchbereich noch vorhandene harte Körnchen des Polymers dünne Schnitte völlig zerrissen.

Schnitte von 7 - 10 µ Dicke wurden einer Hämatoxilin-Eosin- oder van-Gieson-Färbung unterzogen. Die Präparate zeigten 5 - 6 Wochen nach der Operation (siehe Abb. 23) noch deutlich die ehemalige Durchtrennungsstelle des Knochens mit beginnender interosseärer Knochenneubildung. Dazu war es aber in einer schmalen Zone zu einer Bildung von kräftigen Knochenbälkchen subperiostal gekommen, die die Bruchzone fest überbrückten. Daneben fand sich kompakter endostaler Callus, der vom Knocheninneren her zu einer festen Verbindung des Bruches geführt hatte. Im alten Bruchspalt selbst und in den Lichtungen zwischen den periostalen Knochenbälkchen zeigten sich völlig reaktionslose Reste des polymerisierten Leimstoffes in Form von teilweise noch geschichteten Kristallen (siehe Abb. 23), die hier nicht von besonderen bindegewebigen Membranen umgeben waren. Eine Vermehrung von Fremdkörperriesenzellen, die als Ausdruck verstärkter körpereigener Abwehrvorgänge hätte gewertet werden können, war dabei nicht zu erkennen.

An einigen Schnitten (siehe Abb. 24) fand sich noch 15 Wochen nach der Operation in den Bruchspaltresten festes Bindegewebe, das von Umbauzonen der ehemals kompakten Corticalis her in osteoides Gewebe umgewandelt wurde. Hier waren (fast 4 Monate nach der Klebung) keine Leimkristalle mehr zu erkennen.

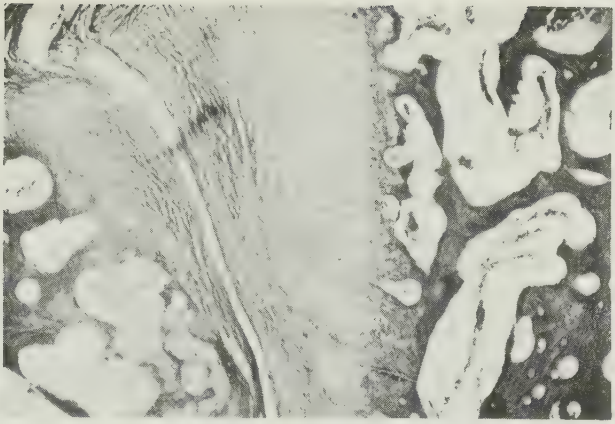


Abb. 24: Ausschnittsvergrößerung einer 15 Wochen alten durch Klebung versorgten Bruchstelle am Radius eines Hundes(Nr. 9), van-Gieson-Färbung: Festes Bindegewebe im Bruchspalt, von den Grenzflächen her Umwandlung in osteoides Gewebe. An den Grenzflächen ist die ehemals kompakte Corticalis aufgelockert. Keine Leimkristalle im Bruchbereich mehr nachweisbar.

Die feingeweblichen Untersuchungen zeigten, daß am Knochen nach Klebung von Frakturen mit Cyanoacrylaten keine auffälligen Gewebsreaktionen nachzuweisen sind, die auf eine Reizwirkung oder Unverträglichkeit des Leimstoffes schließen lassen.

C. Frakturklebung am Menschen:

Die Versuche an Präparaten hatten deutlich stabilisierende Wirkung des Leimstoffes gezeigt und durch Tierversuche war einerseits nachgewiesen, daß unter zusätzlicher innerer Fixation (Beiknochen- oder Drahtumschlingung) eine knöcherne Bruchheilung mit guter Erfolgssicherheit zu erreichen ist, daß aber andererseits der Kleber keine wesentlichen Reaktionen hervorruft. Damit waren die Voraussetzungen gegeben, die Frakturklebung auch an Patienten in der Unfallchirurgie einzusetzen. Sinn der Maßnahmen im Sinne der Knochenklebung war dabei nicht der Gedanke an eine Beschleunigung der Frakturheilung oder eine Abkürzung der Behandlung, sondern in erster Linie der Vorteil der anatomisch korrekten Reposition, wie er bei der offenen Metallosteosynthese - mit dem erheblichen Nachteil der Fremdkörperimplantation - angestrebt wird. Der Nachteil des erhöhten Risikos wird allerdings bei der Metallosteosynthese durch die bessere Stabilität teilweise ausgeglichen, die eine sofortige Aufnahme der Gelenkbewegung und damit eine Verbesserung der Spätfunktion verspricht.

Das Indikationsgebiet einer "Verleimung" von Knochenbrüchen ist vorerst noch sehr stark eingeschränkt. In Fällen jedoch, in denen die Spätfunktion einer Gliedmaße entscheidend von einer anatomisch korrekten Einrichtung der Bruchstücke abhängt, z. B. bei Gelenktrümmerbrüchen, bei denen wegen zahl-

reicher oder zu kleiner Bruchstücke eine Metallfixation nicht infrage kommt, muß eine Klebung der Bruchstücke eine günstige und dauerhafte Fixierung in der gewünschten Stellung und damit eine Verbesserung der späteren Funktion bringen.

Selbstverständlich kann eine Frakturklebung, besonders in den spongiösen Bereichen der gelenknahen Knochenabschnitte, in denen wegen fehlender Flächen nur eine geringe molekulare - bei leichter Verbesserung der mechanischen Adhäsion - zu erwarten ist, nicht so fest stabilisiert werden, daß auf eine konventionelle Ruhigstellung verzichtet werden könnte. Die dauerhafte Reposition und eventuell eine Abkürzung der Immobilisierung sind jedoch Vorteile genug, um eine Frakturklebung bei derartigen Brüchen, die üblicherweise zu Gelenkversteifungen oder wesentlichen Teilversteifungen führen, in ausgewählten Fällen einzusetzen.

Bisher konnten zweimal ganz besonders ungünstige Frakturtypen durch "Knochenklebung" behandelt werden:

1. B. K., 29 Jahre, Unfall 25. 6. 1965: Sturz auf den ausgestreckten rechten Arm: Meißelbruch des Ellenbogens mit Innenbandzerreißung, Kronenfortsatzabriß der Elle, Trümmerbruch des Speichenköpfchens und stark verschobenem

Bruch der Oberarmrolle (siehe Abb. 25 a).

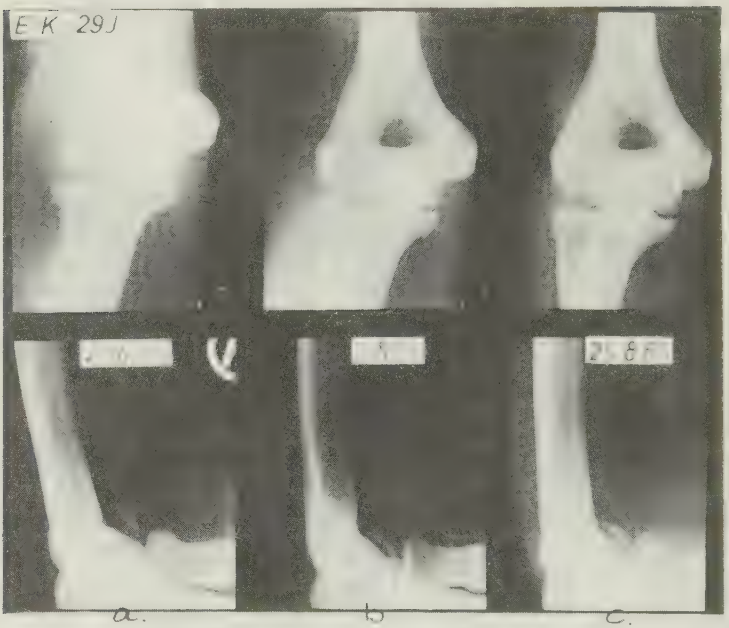
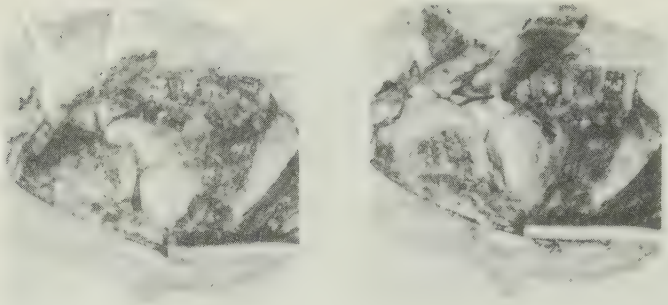


Abb. 25: Röntgenserie eines Ellenbogen(Meißel-)Bruches mit Kronenfortsatzabriß der Elle, Zertrümmerung des Speichenköpfchens und großem Ausriß aus der Gelenkfläche der Elle; wegen fehlender Möglichkeiten zur gelenkgerechten Fixation mit konventionellen Methoden durch Kunststoffklebung behandelt ("CHBS 64"). a) Unfallbild, man erkennt neben mehrfachen Brüchen des Speichenköpfchens - die stark verschobene Gelenkfläche des cap. rad. hum. als freien Gelenkkörper. b) und c): 5 bzw. 8 Wochen nach der Operation: Dauerhaft gelenkgerechte Stellung der verleimten Bruchstücke.

Da die Bruchstückverschiebung eine starke Beeinträchtigung der späteren Gelenkfunktion erwarten ließ, wurde am 25. 6. 1965 operativ revidiert, um nach Einrichtung der

Bruchstücke eine Drahtfixation vorzunehmen. Der Operationsbefund zeigte jedoch eine doppelt-daumengroße schalenförmige Absprengung aus dem cap. rad. hum., die größtenteils aus knorpeliger Gelenkfläche bestand und dazu 4 Fragmente des capitulum radii. An eine Metallfixation der Brüche beider Knochenabschnitte war nicht zu denken, da die kleinen Bruchstücke des Speichenköpfchens sich mit Schrauben oder Draht nicht fassen ließen und jedes Osteosynthesematerial für die Oberarmrolle notgedrungen die Gelenkfläche überragt und die Gelenkbewegung gesperrt hätte. Auch eine Entfernung der Bruchstücke hätte eine starke Bedrohung für die Gelenkfunktion bedeutet. Deshalb wurden die verschiedenen Bruchstücke unter Fixation mit dem Kunststoffkleber "CHBS 64" genau unter Druck eingepaßt (siehe Abb. 26 a und b).

Der postoperative Verlauf war völlig komplikationsfrei. Die erzielte gelenkgerechte Stellung der Bruchstücke konnte durch Gipsschienenverband für 3 Wochen aufrechterhalten werden. Danach wurde mit Bewegungsübungen begonnen, die 5 Wochen nach der Operation bereits gute Funktion bei unveränderter, korrekter Fragmentstellung brachte (siehe Abb. 25 b). 8 Wochen nach dem Unfall trat bei ausgezeichneter Gelenkfunktion (siehe Abb. 27) wieder Arbeitsfähigkeit ein.



a b

Abb. 26: Operationssituation bei einem Meißelbruch des Ellenbogens: a) die Fragmente des Speichenköpfchens sind bereits unter Verklebung mit "CHBS 64" fixiert. Die freie Spongiosa des cap. rad. hum. ist gut zu erkennen, das zugehörige, völlig aus seiner Verbindung gerissene Stück der Knorpelgelenkfläche ist vorübergehend aus der Wunde entfernt. b) Auch die Gelenkfläche der Oberarmseite ist unter Verklebung wieder situationsgerecht eingepaßt.

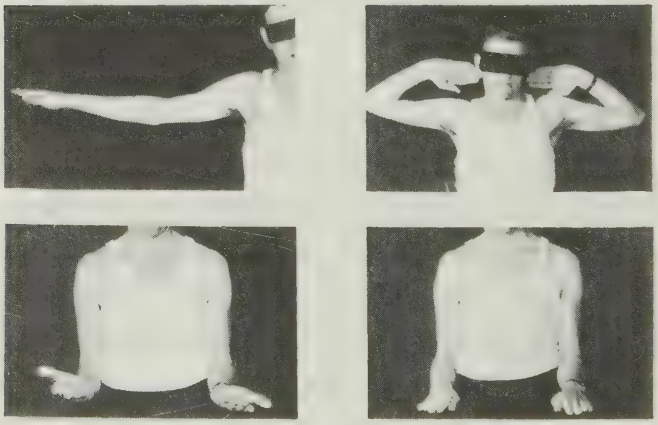


Abb. 27: Funktionsaufnahmen 8 Wochen nach Klebung eines rechtsseitigen Ellenbogentrümmerbruches (siehe auch Abb. 25 und 26): Ausgezeichnete Funktion, nur minimale Einschränkung der endgradigen Beugung und Streckung sowie Supination.

Der Speichenköpfchentrümmerbruch war zu diesem Zeitpunkt in guter Stellung fest verheilt (siehe Abb. 25 c), der Bruchspalt der Oberarmrolle noch erkennbar.

2. L. H., 65-jährige Frau, Unfall am 1. 9. 1965: Sturz auf den ausgestreckten linken Arm:

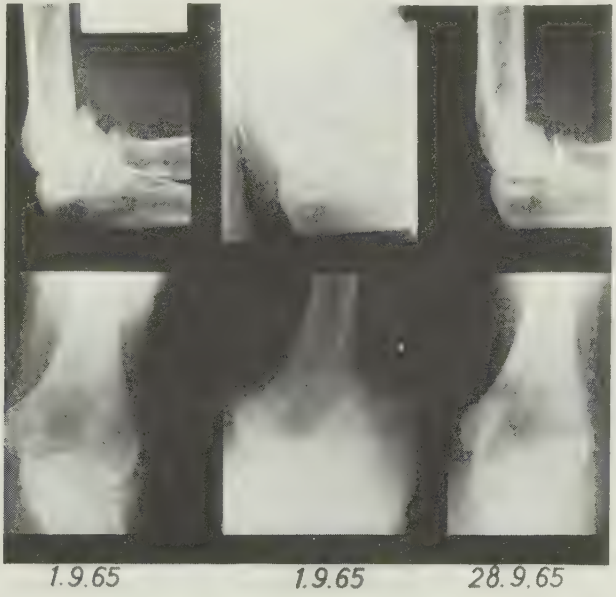


Abb. 28: Röntgenserie einer Oberarmrollenzertrümmerung durch Meißelwirkung des Speichenköpfchens a) Unfallbild mit erheblicher Bruchstückverschiebung und Gelenkinkongruenz b) Postoperative Röntgenkontrolle mit korrekt rekonstruierter Gelenkrolle. c) Zustand nach 5 Wochen bei Abschluß der Behandlung. Die durch Klebung erzielte formgerechte Stellung konnte trotz abgekürzter Gipsverbandbehandlung erhalten werden.

Durch X-Abbiegung und Meißelwirkung des Speichenköpfchens Abscherung der vorderen Hälfte der speichenseitigen Oberarmrolle in einem großen Hauptfragment und 5 kleineren Trümmern (reiner Gelenkflächenbruch) mit erheblicher Bruchstückverlagerung (siehe Abb. 28 a). Operation am gleichen Tag, exakte Rekonstruktion der Gelenkrolle und Klebefixation mit "Histocoll T 100" (siehe Abb. 28 b). Die verhältnismäßig stabile Klebung wird durch Gipsschienenverband für 3 Wochen gesichert. Rasche Wiederherstellung der Bewegungsfunktion innerhalb von 5 Wochen nach der Operation (siehe Abb. 28 c).

Diese Fälle hätten, da sie einer anderen rekonstruktiven Behandlung nicht zugänglich gewesen wären, ohne die Möglichkeit einer Klebefixation von Bruchstücken mit an Sicherheit grenzender Wahrscheinlichkeit zu einer stärkeren Einschränkung der Gelenkfunktion geführt. Damit ist gezeigt, daß eine Knochenklebung - zumindest unter strenger Indikationsstellung - in ausgewählten Fällen mit gutem Erfolg eingesetzt werden und eine Verbesserung der mit herkömmlichen Methoden erreichbaren funktionellen Ergebnissen bringen kann.

D I S K U S S I O N

1. Alkyl-2-Cyanoacrylat als Gewebekleber

Mit zunehmender Entwicklung der Kunststoffchemie und der Anwendung von Polymeren in der Technik wurden Plastikstoffe als feste, verformbare oder flüssige Substanzen auch für die Medizin interessant. Zur Vereinigung von biologischen Geweben im Sinne einer "Klebung" sind an einen Kunststoff aber ganz bestimmte und strenge Anforderungen zu stellen:

a) Sterilität oder Sterilisierbarkeit des Monomers,
b) gute Verformbarkeit des Monomers zur festen Verankerung,
c) keine Volumenzunahme bei Polymerisation,
d) keine unphysiologische Hitzeentwicklung bei Polymerisation,
e) gute Haftfähigkeit auf feuchten Oberflächen,
f) Gewebsverträglichkeit des Monomers, des Polymers und der Abbauprodukte,
g) fortschreitende Durchdringbarkeit für Körperzellen,
h) Möglichkeit langsamen fermentativen Abbaues,
i) Festigkeit bis zum Ersatz durch leistungsfähiges Körpergewebe.

Die Forderungen wurden bisher von keinem der in der Unfallchirurgie vorwiegend zur "Kittung" von Knochenbrüchen versuchsweise eingesetzten Kunststoffe wie: Polyurethan, Epoxyharze, Äthoxilinharze und Polymethylmethacrylate auch nur annähernd erfüllt. Ganz abgesehen davon, daß diese Kunststoffe nur als "Kitt" oder "Plomben" angesprochen werden können, die nur in größeren Massen eingebracht eine gewisse stabilisierende Wirkung haben, sind sie teilweise als Monomere toxisch, können nicht mehr abgebaut werden und sind einer dauernden funktionellen Beanspruchung nicht gewachsen.

Erst Cyanoacrylate - seit 1959 an tierischen Geweben in Erprobung - haben diese Forderungen in günstiger Weise erfüllt. Durch intensiven Kontakt des flüssigen Monomers mit den Grenzflächen wird eine gute Klebewirkung erreicht. Die vollständige Polymerisation erfolgt ohne Hitzeentwicklung, ohne Volumenänderung und ohne die Hinzufügung eines Katalysators. Eine gewisse Gewebstoxizität besteht jedoch unzweifelhaft bei empfindlichen Strukturen wie etwa Blutgefäßen.

2. Klebung von Sehnengeweben mit Cyanoacrylaten:

Methyl- und butylsubstituierte Cyanoacrylate zeigen als Gewebeleim keine deutliche Verbesserung der Reißfestigkeit von durchtrennten menschlichen Sehnen im Vergleich

zu herkömmlichen Sehnennähten. Ihre Klebewirkung ist abhängig vom geklebten Querschnitt und liegt bei glatten Querdurchtrennungen unter (4,5 kp cm^{-2}), bei größeren schrägen Sehnenschnitten über 50 kp cm^{-2}) der Reißfestigkeit der herkömmlichen Sehnennahtmethoden (30 kp cm^{-2}). Durch Kombination von Sehnennähten und Kunststoffklebung sind an durchtrennten Sehnen Belastungsfähigkeiten zu erzielen, die die Festigkeit der genähten Sehnen um das 3fache übertreffen (97 kp cm^{-2}) und damit fast die Hälfte (46 %) der Reißfestigkeit einer intakten gleichen Sehne (210 kp cm^{-2}) erreichen. Damit ist die primäre funktionelle Belastung einer Sehnennaht in den Bereich des Möglichen gerückt.

Im Hundeversuch können so Strecksehnen am Vorderlauf wie auch Trizeps surae-Sehnen mit großer Erfolgssicherheit (84,2 %) geklebt werden, ohne daß eine postoperative Ruhigstellung der Gliedmaße erforderlich wäre. Der mögliche Verzicht auf Ruhigstellung bzw. die Verkürzung der Immobilisation (durch Gips- oder Schienenverbände) versprechen aber bessere Spätfunktionen, da die bei üblichen Nahtmethoden erforderliche Ruhigstellung der Sehnenverletzung regelmäßig zu narbigen Verwachsungen der Nahtstelle mit der Umgebung und damit mehr oder weniger starkem Verlust der Gleitfähigkeit führen muß.

Die Narbenverwachsungen, die noch während der Ausheilung der Sehnenverletzung eintreten, sind zu vermeiden, wenn es gelingt, die verletzte Sehne früher in Funktion zu setzen.

Diese theoretischen Überlegungen werden auch durch die Ergebnisse der Behandlung von menschlichen Sehnenverletzungen bestätigt. In 24 Fällen von kombinierten Sehnenklebungen und Nähten führten 20 zu ausgezeichneten funktionellen Erfolgen. Diese Erfolgsquote von 83,3 % wurde jedoch nur durch zusätzliche - wenn auch auf die Hälfte des Normalen abgekürzte - Ruhigstellung erreicht. Die Erfolge waren in ihrer prozentualen Häufigkeit genau die gleichen wie die in den Tierversuchen.

Unverträglichkeitserscheinungen in Form von auffälligen bindegewebigen oder zellulären Reaktionen können auch feingeweblich im Tierversuch nicht nachgewiesen werden, so daß die Methode der kombinierten Naht-Klebung bei menschlichen Sehnenverletzungen wegen ihrer erhöhten Erfolgssicherheit durchaus anwendbar erscheint.

3. Klebung von Knochengeweben mit Cyanoacrylaten

Mit Hilfe von Cyanoacrylaten als Gewebeleim ist es möglich, Knochenbruchflächen zu einer physikalischen Bindung zu bringen. Diese Bindung entspricht in ihrer

Festigkeit nur einem geringen Bruchteil der Festigkeit intakter Knochen und ist damit allein nicht in der Lage, eine dauerhafte Fixation vitaler Knochen für den ganzen Zeitraum bis zur Überbrückung des Bruchspaltes durch körpereigenes (Narben-)Gewebe ohne zusätzliche innere oder äußere Fixation zu gewährleisten. Jedoch wirkt die "Knochenklebung" im Zusammenhang mit einer möglicherweise abgekürzten Ruhigstellung insofern funktionsverbessernd, als die Bruchstücke so in anatomisch korrekter Position zur Heilung gebracht werden können. Formgerechte Heilung ist bei Knochenbrüchen sonst nur durch offene äußere oder innere Fixation unter Implantation von(Metall-)Fremdkörpern zu erzielen, die häufig zu einer Verzögerung der Bruchheilung und zur Infektion Anlaß geben können. Allein hier schon kann eine "Klebung" die Ergebnisse verbessern, weil die dazu verwendeten Kunststoffe am Knochengewebe gut verträglich sind und nicht zu auffälligen Reaktionen führen: sie haben keine Fremdkörperwirkung, werden nach Abschluß der Knochenbruchheilung innerhalb von etwa 4 Monaten fermentativ abgebaut und brauchen nicht in einer Zweitoperation entfernt werden. Bei besonders ungünstigen Frakturtypen, die weder einer konservativen Reposition noch einer operativen Fixation zugänglich sind, wie etwa Trümmerbrüchen der gelenknahen Knochenabschnitte mit kleinen Fragmenten,

kann eine korrekte Stellung nur mit Hilfe einer Gewebeklebung aufrechterhalten werden.

Im Tierversuch erweist sich die Klebung von Schaftbrüchen mit zusätzlichen Drahtfixationen am Hinterlauf des Hundes und ohne zusätzliche Fixation am Radius als in 80 % erfolgreich, obwohl keine Ruhigstellung der behandelten Gliedmaße durchgeführt wurde. Eine Bruchheilungsverzögerung durch den eingebrachten Klebstoff ist nicht nachzuweisen.

Auch in der Unfallchirurgie ist der Klebstoff erfolgreich einzusetzen, wie am Beispiel von zwei Ellenbogentrümmerbrüchen gezeigt werden kann: hier war durch Klebung bei Frakturtypen, die mit konservativen oder herkömmlichen operativen Maßnahmen unter schwerer Defektbildung ausgeheilt wären, eine ausgezeichnete Funktion wieder herzustellen.

ZUSAMMENFASSUNG

Eine Klebung von Sehnen- und Knochengeweben an isolierten Präparaten, im Tierversuch und bei Patienten ist prinzipiell möglich.

Es wurden unter Verwendung einer bestimmten Technik Klebefestigkeiten an Sehnendurchtrennungen von 46 %

der Reißfestigkeit intakter Sehnen festgestellt. Damit ist eine frühbelastungsfähige Vereinigung von vitalen Sehnenstümpfen gewährleistet. Im Tierversuch wurden Naht-Klebungen an experimentell durchtrennten Sehnen ohne zusätzliche Immobilisation mit einer Erfolgssicherheit von 84,2 % durchgeführt. Die Erfolgsquote an verletzten menschlichen Sehnen betrug bei abgekürzter Immobilisation (1/2 der bei herkömmlichen Nahtmethoden erforderlichen Ruhigstellung) 83,3 %. Die Funktion war durch Vermeidung von Verklebungen der Verletzungsstelle mit der Umgebung gewährleistet.

Die Klebefestigkeit von Knochengeweben liegen mit 3,7 - 20,6 kp cm^{-2} weit unter der Festigkeit intakter Knochen (bis 1000 kp cm^{-2}). Deshalb kann bei Klebefixation von Frakturen nicht auf eine zusätzliche Fixation verzichtet werden. Im Tierversuch war dieser zusätzliche Halt an einknochigen Skelettabschnitten durch Drahtschlingen, an 2-knochigen Skelettabschnitten durch den Beiknochen selbst gegeben. Ohne äußere Ruhigstellung der Gliedmaßen heilten 80 % der experimentellen Brüche ohne Verzögerung in korrekter Stellung klinisch und röntgenologisch fest aus. Feingewebliche Untersuchungen konnten keine auffälligen Gewebsreaktionen als Ausdruck einer Reizwirkung des Kunststoffes nachweisen.

Am Beispiel zweier unfallmäßig entstandener menschlicher Ellenbogengelenktrümmerbrüche, die in korrekter Stellung unter ausgezeichneter Erhaltung der Funktion geheilt werden konnten, wird der Wert der "Knochenleimung" in der Unfallchirurgie aufgezeigt.

L i t e r a t u r v e r z e i c h n i s

1. ALBIN, M.S., A.N. D'AGOSTINO, R.L. WHITE and J.H. GRINDLAY: Nonsuture sealing of a dural substitute utilizing a plastic adhesive, methyl-2-cyanoacrylate.
J. Neurosurg. 19: 545, 1962

2. ALLISSON, S.: Polymer in pharmacy and medicine.
Pharm. Acta Helv. 38: 769, 1963

3. ASHLY, F., T. POLAK and O.D. BERMAN: Nonsutured closure of skin lacerations and nonsutured grafting of skin with a rapidly polymerizing adhesive.
Quart. Bull. Northw. Univ. med. Sch. 36: 33, 1962

4. ASHLY, F., R.S. STONE, T. POLAK, O.D. BERMAN and M. DALABAR: Further studies involving wound closure with a rapidly polymerizing adhesive.
Plast. reconstr. Surg. 31: 333, 1963

5. AWE, W.C., N.S. BRAUNWALD and L.A. du PLESSIS: A new method for the experimental production of pulmonary hypertension.
Surg. Forum 13: 150, 1962

6. AWE, W.C., W. ROBERTS, N.S. BRAUNWALD: Rapidly polymerizing adhesive as a hemostatic agent: Study of tissue response and bacteriological properties.
Surgery 54: 322, 1963

7. BAUER, K.H.: Das Krebsproblem. Einführung in die allgemeine Geschwulstlehre für Studierende, Ärzte und Wissenschaftler. 2. Auflage, Springer: Berlin-Göttingen-Heidelberg, 1963

8. BERNHARD, W.F., A.S. CUMMIN, G.F. VAWTER and J.G. CARR: Closure of Vascular Incisions utilizing a new flexible adhesive. Surg. Forum 13: 231, 1962

9. BIEDERMANN, W.: Der Stützapparat. In H. Winterstein: Handbuch der vergleichenden Physiologie, Band III 1 A G. Fischer, Jena 1914

10. BIRCHER, J., H. NIGST: Erfahrungen mit Araldit im Tierexperiment. Langenbecks Arch. klin. Chir. 304: 930, 1963

11. BJÖRLIN, G., K.E. HOGEMAN, G. NORDEN and I. KAWANISHI: Effect of EDH-Adhesive in Wound Healing in Rats and Guineapigs. Acta Chir. Scand. 129: 123, 1965

12. BLOCH, B.: Bonding of fractures by plastic adhesives (preliminary report). J. Bone Jt. Surg. 40: 804, 1958

13. BLOOMFIELD, S., A.H. BARNERT and P. KANTER: The use of Eastman 910 monomer as an adhesive in ocular surgery: I.Biologic effects on ocular tissues. Amer. J. Ophthal. 55: 742, 1963

14. BLOOMFIELD, S., A.H. BARNERT and P. KANTER:
The use of Eastman 910 monomer as an adhesive in ocular surgery, II. Effectiveness in closure of limbal wounds in rabbits. Amer. J. Ophthal. 55: 946, 1963

15. BRAUN, R.M.: The use of polyurethane foam as an adjunct to internal fixation of pathologic fractures.
J. Surg. Res. 4: 50, 1964

16. BRAUNWALD, N.S., W.C. AWE: Control of hemorrage from the heart and aorta utilizing a plastic adhesive.
Surgery 51: 786, 1962

17. BROMBERG, B.E., IN CHUL SONG, E. KÖHNLEIN and M.P. MOHN:
Nonsuture fixation of split-thickness skin grafts.
SURGERY 55: 846, 1964

18. CARTON, C.A., L.A. KESSLER, B. SEIDENBERG and E.S. HURWITT:
Experimantal studies in surgery of small blood vessels.
II. Patching of arteriotomy using a plastic adhesive.
J. Neurosurg. 18: 188, 1961

19. CARTON, C.A., L.A. KESSLER, B. SEIDENBERG and E.S. HURWITT:
A plastic adhesive method of small blood vessel surgery.
Wld. Neurol. 1: 356, 1960

20. CARTON, C.A., L.A. KESSLER, B. SEIDENBERG and E.S. HURWITT:
Experimental studies in the surgery of small blood vessel. IV. Nonsuture anastomosis of arteries and veins using flanged ring prostesis and plastic adhesive.
Surg. Forum 11: 238, 1961

21. CARTON, C.A., M.D. HEIFETZ and L.A. KESSLER: Patchin of intracranial carotid artery in man using a plastic adhesive. J. Neurosurg. 19: 887, 1962

22. CLARK, R.L.: Vessel repair with plastic avoids suture. Med. Trib. 3: 2, 1962

23. COBEY, M.C.: Growth of bone and tissue through plastic vacuoles. J. Bone Jt. Surg. 44:792, 1962

24. CONTZEN, H.: Die lokale Gewebereaktion auf implantierte Kunststoffe in Abhängigkeit von deren Form. Langenbecks Arch. klin. Chir. 304: 922, 1963

25. COOVER, H.W., F.B. JOYNER, N.H. SHEARER and T.H. WICKER: Chemistry and performance of cyanoacrylate adhesives Soc. Plastic Engineers J. 15: 413, 1959

26. CRAMER, L.M.: Rapid skin Grafting in small animals. Plast. reconstr. Surg. 30: 539, 1962

27. ELLIS, R.A. and A.M. LEVINE: Experimental sutureless ocular surgery. Amer. J. Ophthal. 55: 733, 1963

28. FASSET, D.W., R.L. RANDABUSH, I.C., EMLEY and L.B. GRANLICH: Microbiological growth from Eastman 910 monomer and adhesive. Cohesivenews I. Nr. 3, 1961.

29. FISCHL, R.A.: An adhesive for primary closure of skin incisions. Plast. reconstr. Surg. 30: 607, 1962

30. GARRET, H.E. and S.W. LAW: Control of vascular anastomic hemorrhage in heparinized dogs with a rapidly polymerizing adhesive. Surg. Forum 12: 254, 1961

31. GEISER, M.: Pathophysiologie der Frakturheilung. Arch. orthop. Unfall-Chir. 51: 201, 1959

32. GILMER, W.S., E.R. TOOMS and J.E. SALVATORE: An experimental study of the influence of implanted polyurethane sponges upon subsquent bone formation. Surg. Gynec. Obstet. 113: 143, 1961

33. GOLOVIN, G.V.: A longlasting followup of experimental bone consolidation by the glue Osteoplast. Vestn. Khir. 10: 67, 1958

34. HAFNER, C.D., T.J. FOGARTY and J.J. CRANLEY: Nonsuture anastomosis of small arteries using a tissue adhesive. Surg. Gynec. Obstet. 116: 417, 1963

35. HEALY, J.E., B.J. BROOKS, H.S. GALLAGER, E.B. MOORE and K.S. SHEENA: A technique for nonsuture repair of veins. J. Surg. Res. 1: 267, 1961

36. HEALY, J.E., E.B. MOORE, B.J. BROOKS and K.S. SHEENA: A vascular clamp for circumferential repair of blood vessels. Surgery 51: 452, 1962

37. HEALY, J.E., K.S. SHEENA, H.S. GALLAGER, R.L. CLARK and P. O'NEILL: The use of a plastic adhesive in the technique of bronchial closure. Surg. Forum 13: 153, 1962

38. HEALY, J.E., K.S. SHEENA, H.S. GALLAGER, R.L. CLARK: Bronchial closure following pneumonectomy utilizing a plastic adhesive. Ann. Surg. 159: 172, 1964

39. HEISS, W.E., E. GUTHY und H.M. BECKER:
Experimentelle Untersuchungen zum Ersatz der chirurgischen Naht durch Klebstoff. Langenbecks Arch. klin. Chir. 308: 793, 1964

40. INOU, T., K. YOSHIMURA, T. FURUKAWA, T. KOIKE, K. HINO, K. MIZUNO, K. OTA, T. WADA and S. KIMOTO: Studies on the surgical use of plastic adhesive. Amer. J. Proctol. 13: 219, 1962

41. JACKSON, R.W., I. MACNAB: Fractures of the shaft of the tibia. Amer. J. Surg. 97: 543, 1959

42. JENDRYSCHIK, A.H.: Chemoosteosynthese durch Ostamer: Z. orthop. Chir. 95: 97, 1962

43. JESSE, R. H., B. ANDERSON and J.E. HEALY:
Fixation of split-thickness skin grafts with adhesives. Plast. reconstr. Surg. 33: 272, 1964

44. JUST-VIERA, J.O., R. PURON-DEL AGUILA and G.H. YAEGER:
Control of hemorrhage from the liver without the use of sutures or clamps: preliminary report.
Amer. Surg. 28: 754, 1962

45. KÖHNLEIN, H.E.: Das mechanische Moment, die Anwendung von Leim zur Transplantatfixierung. Hefte zur Unfallheilkunde 88: 86, 1965

46. LIGHTERMAN, I. and J.J. FARRELL: Treatment of experimentally induced mandibular fractures with plastic polymers. Surg. Forum: 13: 466, 1962

47. MAC DONALD, G.L., L. TOSE and R.A. DETERLING:
A technique for reimplantation of the dog limb involving the use of a mechanical stapling device and a rapidly polymerizing adhesive. Surg. Forum 13: 88, 1962

48. MACOOMB, R.K., C. HOLLENBERG, W. ZINGG:
Polyurethane foam (Ostamer): its use in experimental animals and in the investigation of tissue reactions. Surg. Forum 11: 454, 1960

49. MANAX, W.G., J.H. BLOCH, J.K. LONGERBEAM, R.C. LILLEHEI:
Plastic adhesive as an adjunct in suture anastomose of small blood vessels. Surg. 54: 663, 1963

50. MANDARINO, M.P., J.E. SALVATORE: Polyurethane polymer (ostamer): its use in fractured and diseased bones: experimental results. Surg. Forum 9: 762, 1959

51. MARABLE, S.A., D.E. WAGNER: The use of rapidly polymerizing adhesives in massive liver resection. Surg. Forum 13: 264, 1962

52. MATHES, G.L. and J.W. TERRY: Non suture closure of hephrotomie. J. Urol. 89: 122, 1963

53. MITTELMEIER, H. und L. SINGER: Anatomische und histologische Untersuchungen von Arthroplastikgelenken mit Plexiglas-endoprothesen. Arch.orthop. Unfall-Chir. 48: 519, 1956

54. MÜLLER, M.E.: Ostamer und Palacos in der Knochenchirurgie. Langenbecks Arch. klin. Chir. 304: 934, 1963

55. MYERS, H.C., R.L. MYERS, R. CRAYFORD, W. PHILIPPI: Instant polymerization of plastic monomer for tissue repair, a preliminary report. Arch. Surg. 88: 747, 1964

56. NATHAN, H.S., N.M. NACHLAS, R.D. SOLOMON, B.D. HALPERN and A.M. SELIGMAN: Nonsuture closure of arterial incisions using a rapidly polymerizing adhesive. Ann. Surg. 152: 648, 1960

57. NATHAN, P., I.B. HANENSON, S. BLANK: Effekt of adult blood pressures on the fetal vessels of the transplanted dog kidney. Surgery 54: 656, 1963

58. NIGST, H., H.H. WAGENER, J. BIRCHER, P. ZUPPINGER: Industrielle Gießharze in der Knochenchirurgie. Dtsch. med. Wschr. 34: 1621, 1961

59. NOTHDURFT, H.: Experimentelle Sarkomauslösung durch eingeheilte Fremdkörper. Strahlentherapie 100: 192, 1955

60. OETTEL, H.: Biologische Probleme bei der Implantation von Kunststoffen. Langenbecks Arch. klin. Chir. 304: 900, 1963

61. OETTEL, H.: Gewebetoxikologie und physiologische Beurteilung von Polymerisaten. Ullmanns Enzyklopädie der technischen Chemie. Bd. 14, S. 302, München-Berlin, Urban & Schwarzenberg 1963

62. O'NEILL, P., J.E. HEALY, R.L. CLARK and H.S. GALLAGER: Nonsuture intestinal anastomosis. Am.J. Surg. 104: 761, 1962

63. RAEKALLIO, J. and A.M. SELIGMAN: Acute reaction to arterial adhesive in healing skin wounds. J. surg. Res. 4: 124, 1964

64. REDLER, I.: Chemical osteosythesis. Plast. reconstr. Surg. 25: 174, 1960

65. REDLER, I.: Polymer osteosynthesis. A clinical trial of ostamer in forty-two patients. J. Bone Jt. Surg. 44 a: 1621, 1962

66. RIETZ, K.A.: Osteosynthes med plast. Nord. Med. 66: 1153, 1961

67. RIETZ, K.A.: Polymer osteosynthesis,experimental studies with an epoxy resin. Acta chir. scand. 128: 387, 1964

68. SALVATORE, J.E., M.P. MANDARINO: Polyurethane polymer, its use in osseous lesions: an experimental study. Ann. Surg. 149: 107, 1959

69. SAWYERS, J.L., J. VASKO: Sealing cut lung surfaces with plastic adhesive. J. thorac cardiovasc. Surg. 46: 526, 1963

70. SEIDENBERG, B., E. GARROW, R. PIMENTAL and E.S. HURWITT: Studies on the use of plastic adhesive in gastrointestinal surgery. Ann. Surg. 158: 721, 1963

71. SEMPLE, R.J.: 910 Monomer solvent. Cohesivenews 1: 6, 1961

72. SHAFF, St. I.: A plastic adhesive for nonsuture repair of tracheal wounds. J. Amer. vet. mwd. Ass. 143: 158, 1963

73. SIMON, G.: Über die plastische Deckung der Schädeldachlücken durch Kunststoffe.
Mschr. Unfallheilk. 63: 206, 1960

74. STONE, H.H.: Nonsuture closure of cutaneous lacerations, skin grafting and bowel anastomosis.
Amer. J. Surg. 30: 177, 1964

75. STRAHAN, R.W., M. SAJEDEE, M.K. DUVAL: The leaking esophageal suture line. Amer. Surg. 106: 570, 1963

76. THOMAS, P.A., R.M. NIMS, R.D. HUNT and E.M. ARONSTAM: Experimental observations with a plastic adhesive, methyl-2-cyanoacrylate, as a sealing agent in pulmonary and bronchial surgery. Cohesivenews 3: 6, 1963

77. THOMPSON, F. and Z. SEZGIN: An ostamer study in rabbits leading to its use or misuse in humans.
J. Bone Jt. Surg. 42: 877, 1960

78. THOMPSON, F. and Z. SEZGIN: Polyurethane polymer. An experimental investigation of its adjunct value in the treatment of fractures and in arthrodesis.
J. Bone Jt. Surg. 44: 1605, 1962

79. THURNER, J. und N. DIMICCOLI: Über die Verwendung von Kunstharzen in der Orthopädie. Z. orthop. Chir. 95: 82, 1962

80. WEILBAECHER, D.A., F.J. MATHIEU, J. CHHN: Nonsuture intestinal anastomosis. Amer. J. Surg. 107: 353, 1964

81. WEISSBERG, D., R.H. GOETZ: Tissue reactions to methyl-2-cyanoacrylate (Eastman 910 Monomer) Surg. Forum 15: 226, 1964

82. WILDER, J., H. PLAYFORTH, M. BRYANT, M.M. RAVITCH: The use of plastic adhesive in pulmonary surgery. J. thorac. cardiovasc. Surg. 46: 576, 1963

83. YAHR, W.Z., K.J. STRULLY, E.S. HURWITT: Non-occlusive small arterial anastomosis with a neodymium laser. Surg. Forum 15: 224, 1964

84. YOSHIMURA, K.: Studies on surgical use of plastic adhesive. 2nd Surg. Clin. Report Tokyo Univ. Hosp. (Cohesivenews Vol. 1, Nr. 7, 1964.)

Offsetdruck-Fotodruck

J. Hogl, 8520 Erlangen Hauptstr. 109, (Nähe Martin-Luther-Platz) Tel. 22990